Aus der Orthopädischen Abteilung des St. Vincenz-Hospitals
Brakel
Chefarzt: Privatdozent Dr. med.
J. B r e i t e n f e l d e r

PROBLEME DER ALLOARTHROPLASTIK DES KNIEGELENKS
(Eine klinische Studie)

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Werner Huth
aus Nordhorn

Würzburg, 15. 12. 1979

1980

Aus der Orthopädischen Abteilung des St. Vincenz-Hospitals
Brakel
Chefarzt: Privatdozent Dr. med.
J. B r e i t e n f e l d e r

PROBLEME DER ALLOARTHROPLASTIK DES KNIEGELENKS
(Eine klinische Studie)

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Werner Huth
aus Nordhorn

Würzburg, 15. 12. 1979

Referent: Privatdozent Dr. med.
J. Breitenfelder

Korreferent: Professor Dr. med. A. Rütt

Dekan: Professor Dr. med. K.H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 21.2.1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	EINLEITUNG	1
II.	ALLGEMEINER TEIL	
II.1	Zahl und Klassifikation der verschiedenen Kniegelenksmodelle	4
II.2	Vor- und Nachteile der verschiedenen Formen des prothetischen Ersatzes und ihre Indikation	8
II.3	Biomechanik des Kniegelenks	14
II.4	Probleme der Knieendoprothetik	18
II.5	Alternativoperationen zur Knieartroplastik	22
II.6	Allgemeine, spezielle und subjektive Voraussetzungen zur Alloarthroplastik	25
II.7	Komplikationen	29
II.8	Ergebnisobjektivierung, Komplikationsraten, Resultate	38
III.	SPEZIELLER TEIL	
III.1	Patientengut	42
III.2	Prothesenmodelle	42
III.3	Indikation	43
III.4	Ergebnisse	44
III.5	Komplikationen	49
IV.	DISKUSSION	53
V.	ZUSAMMENFASSUNG	55
VI.	LITERATURVERZEICHNIS	58

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543521_0050

I. EINLEITUNG: HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER KNIEENDOPROTHETIK

In der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts begannen verschiedene Chirurgen mit alloarthroplastischen Eingriffen zu experimentieren. Dabei wurden Materialien wie Holz (CARNOCHAN, 1840), Metall, Elfenbein und Zelluloid verwendet, kannte man doch seit Jahrhunderten aus der Kriegschirurgie die reizlose Einheilung metallischer Fremdkörper.

Bei früheren Versuchen zur Wiederherstellung der Gelenkfunktion (16) handelte es sich um autoarthroplastische Rekonstruktionen, hier sei die erste Resektionsarthroplastik erwähnt, die bereits 1768 von Charles WHITE am Humeroscapulargelenk durchgeführt wurde, sowie die auf VERNEUIL (1860) zurückgehende Technik der Interpositionsarthroplastik.

Als früher Wegbereiter der Endoprothetik kann der Berliner Chirurg Themistokles GLUCK (1853 bis 1942) angesehen werden, der am 22.5.1890 erstmalig einem 17jährigen Patienten einen Kniescharnierapparat aus Elfenbein einsetzte (68).

Insgesamt implantierte GLUCK drei Kniescharniergelenke. In einem Fall konnte er die aktive Beweglichkeit der Prothese über Monate demonstrieren. Die Indikation zu seinen verschiedenen arthroplastischen Versuchen war für GLUCK die Gelenkzerstörung durch chronische Prozesse, vor allem die Tuberkulose. GLUCK folgte bei seinen Gelenkkonstruktionen dem biologischen Prinzip von der zweckmäßigsten Form und Funktion bei großer Festigkeit, kleinem Volumen und Gewicht. Auch eine Fixation der Prothesen durch quere Elfenbeinstifte wurde erwogen, 1891 wies GLUCK bereits auf die Verwendung einer fixierenden Kittsubstanz hin, wobei es sich um den Steinkitt aus Kolophonium und Bimsstein- oder Gipszusatz handelte.

Zum Schutz der Gelenkbewegung schlug er das Einscheiden des Gelenks mit einem Seidentaffent oder Mullmantel vor.

GLUCKS Gelenke mußten später alle wegen chronischer Eiterung ausgebaut werden. Beim Fehlen von Antibiotika und Tuberkulostatika sowie einem entsprechend notwendigen aseptischen

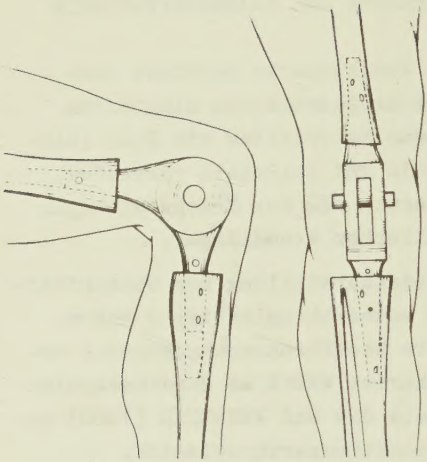


Abb.1:
GLUCKS Kniegelenk,
ein starres Scharniergelenk aus Elfenbein.

Standard waren diese Versuche zum Scheitern verurteilt. Jahrzehntelang spielten daher Arthrodesen und Osteotomien die beherrschende Rolle in der Therapie. Zwischenzeitlich wurden jedoch weitere Versuche zur Interpositionsarthroplastik unternommen, hier sei die Kniearthroplastik von MURPHY, USA 1905, bei der die Femurkondylen mit Faszie umkleidet wurden, erwähnt.(16) Ein ganz anderer Versuch zur Lösung des Problems wurde von Erich LEXER 1907 unternommen. Er transplantierte ein ganzes Kniegelenk, scheiterte jedoch wie viele andere an der Sepsis.

Spätere Forschungen zur Alloarthroplastik, vor allem im angloamerikanischen und französischen Sprachraum, knüpften erneut an die Technik der Interpositionsarthroplastik an. Jedoch enttäuschten auch diese Versuche, bei denen Faszie, Cutis oder Nylon verwandt wurden.

In den vieziger Jahren gaben SMITH PETERSON (Cup-Arthroplastic), AUFRANC, JUDET, WALLDIUS und andere den Anstoß zur heutigen erfolgreicheren Alloarthroplastik.
Wie am Hüftgelenk zeigte auch die Entwicklung der Knieendoprothetik zunächst das Bestreben zur Hemiarthroplastik.

Hierzu gehören die Endoprothesen von PLATT (1966) und das AUFRANC'sche Gelenk (1966) als Femurkondylenersatz bzw. -überkleidung und die MC INTOSH Platte (1956) und MC KEEVER Teilprothese am Tibiaplateau sowie die Patellaprothese von MC KEEVER, ein Vitalliumschild für die Patellarückfläche. Bei diesen Teilplastiken kam es häufig durch reaktiven Knochenumbau zu Implantatverlagerungen, die mit entsprechenden Reizzuständen und Bewegungseinschränkungen des Gelenks einhergingen.

In den fünfziger Jahren begann die Entwicklung der Totalendoprothetik in Form der Scharniergelenkskonstruktion von WALLDIUS, YOUNG (1951), und SHEERS (1954).

1960 führte CHARNLEY den Polymethylmetacrylatzement, der in der Zahnmedizin lange vorher bekannt war, in die Endoprothetik ein. Diese Verankerung in Verbindung mit einer Metall-Kunststofflächenkombination zwecks Minimierung des Abriebs nannte er "low friction arthroplasty", ein Prinzip, welches LAGRANGE und LETOURNEL auf das Kniegelenk übertrugen.

Bis Mitte der sechziger Jahre kannte man nur eine relativ kleine Zahl von Teil- und Totalendoprothesen. Als Ende der sechziger und Anfang der siebziger Jahre immer häufiger Knieendoprothesen implantiert wurden, wuchs die Zahl neuer Modelle jedoch rasch an. In dem Bestreben, die Schwächen der relativ unphysiologischen frühen Scharniergelenke zu überwinden, kam es einerseits zur Entwicklung einer neuen, verbesserten Generation von Scharniergelenken, andererseits wurden achslose Prothesenmodelle konstruiert. Das erste Modell eines freien Gleitmodells stammt von GUNSTON (1971), Weiterentwicklungen des Gleitprinzips folgten. Sowohl Scharniergelenke als auch achslose Konstruktionen haben heute ihre eigene Indikation.

II. ALLGEMEINER TEIL

II.1 Zahl und Klassifikation der verschiedenen Kniegelenksprothesenmodelle

Schon 1973 berichteten HUKE, BREITENFELDER und RÜTT über mehr als 50 Modelle allein in Deutschland und sprechen in diesem Zusammenhang vom Beginn eines Booms. 1975 berichten DIETSCHI und RAVEN über 400 angebotene Modelle mit weiter steigender Zahl. MOHING erwähnt im selben Jahr die Existenz von 25 Modelltypen und BLAUTH schätzt 1977 die Zahl der in Deutschland angebotenen Modelle auf über 60. Er spricht von einem kaum mehr übersehbaren Angebot von Prothesen, was die erheblich schwankenden Zahlenangaben verschiedener Autoren ganz deutlich untermauern. Aus dieser noch ständig zunehmenden Vielzahl von Prothesenmodellen sowie der damit verbundenen Schwierigkeit, eine "aktuelle Marktübersicht" zu gewinnen, resultieren die Versuche verschiedener Autoren zu einer Klassifikation der angebotenen Modelle, die in unterschiedlicher Weise vorgenommen wird.

Schon die scheinbar einfache erste Einteilung in die beiden Hauptgruppen Teilprothesen und Totalprothesen, die von vielen Autoren beschrieben wird, scheint auf Schwierigkeiten zu stoßen. So definiert BLAUTH, daß bei einer Teilprothese nur eine Gelenkfläche bzw. ein Gelenkkörper ersetzt werden, hingegen bei der Totalprothese immer ein Ersatz korrespondierender Gelenkflächen vorliegen müsse (5). Somit ist nach BLAUTH ein achsloser Gelenkersatz, der z.B. nur den medialen Kondylus und dessen korrespondierende Tibiagelenkfläche ersetzt, als Totalprothese zu bezeichnen, obwohl hierbei mit gutem Recht auch die Meinung vertreten werden kann, daß eine Teillösung vorliege. BLAUTH weist auf die Möglichkeit von Mißverständnissen hin und bietet alternativ eine biomechanische Einteilung in vier Klassen an, bei der die Zahl der Achsen (Null- bis mehrachsig) und die Zahl der Freiheitsgrade (1 bis 6) das Gelenkmodell beschreiben.

Eine ebenfalls auf biomechanischen Überlegungen basierende Einteilung in vier Klassen nach der Lage des Drehpunktes schlagen RÖSSLER et al. vor.(53)
In einer anderen Arbeit unterscheidet RÖSSLER Teilprothesen und Totalprothesen.(47) Zur ersten Gruppe rechnet er Modelle nach AUFRANC, TURNER, PLATT und MC KEEVER, die zweite Gruppe gliedert er nach funktionellen Gesichtspunkten wie folgt auf:

1. Scharnierkonstruktionen (1.Generation), als Beispiel werden WALLDIUS, SHEERS und YOUNG genannt,
2. achslose Konstruktionen, als deren Prototyp er das Schlittenmodell von GUNSTON nennt,sowie als Weiterentwicklung Geodemic, U.C.I. und andere,
3. moderne Scharnierprothesen, hier werden St.Georg Totalprothese und Guepar genannt, sowie
4. Rotationstotalprothesen nach dem Kugellagerprinzip.

Auch KASPER unterteilt zunächst in die beiden Hauptgruppen Teil- und Totalprothesen, wobei er bei letzteren grundsätzlich Achsengelenke mit beliebiger, (also auch scheinbar achslose Prothesen mit Haken und Kugelverschluß,) aber vorhandener Verbindung des femoralen und tibialen Teils und achslose Gelenke (ohne tibio - femorale Verbindung) unterscheidet.(35)
Eine der technischen Getriebelehre entlehnte Einteilung der Prothesen bietet UNGETHÜM an.(63) Er unterscheidet nach dem Getriebetyp

a) formschlüssige (Beispiel:Scharnier-/Kugelgelenk) und
b) kraftschlüssige (Beispiel: Schlittenprothese) Gelenke.

Während die Stabilität formschlüssiger Getriebe keine Probleme bietet, benötigt die kraftschlüssige Knieprothese entweder einen intakten Bandapparat oder zusätzliche konstruktive stabilisierende Elemente.
Als Wirkflächen der Getriebe werden Zylinder, Kugel, Torus und Kondylenform genannt. Unter Torus versteht man in der Geometrie eine Ringfläche.
An Wirkbewegungen sind grundsätzlich möglich:

1. Rotation um alle drei Achsen eines räumlichen Koordinatensystems, die mit x,y und z bezeichnet werden,

Abb.2:
Darstellung der drei Raumachsen x,y und z mit je einem translatorischen(T) und rotatorischen (R) Freiheitsgrad

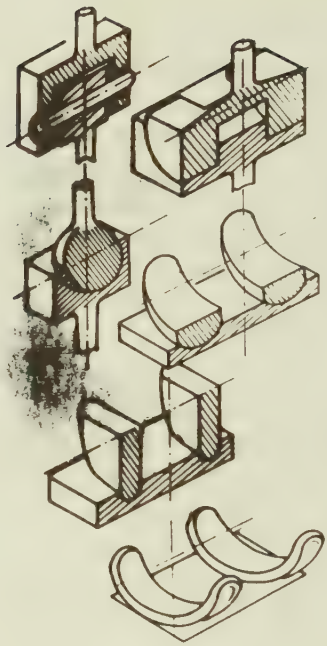


Abb.3:
Form- und kraftschlüssige Getriebetypen mit verschiedenen Wirkflächen.

2. Translationsbewegungen entlang den oben genannten drei Achsen

Die drei Rotations- und drei Translationsbewegungen entsprechen den denkbaren sechs Freiheitsgraden eines Gelenks. Scharniere mit nur einem Freiheitsgrad ermöglichen lediglich Rotation um die z-Achse (Beugung), während z.B. bei den Kugelprothesen zunächst drei rotatorische Freiheitsgrade vorliegen, die jedoch meistens aus Stabilitätsgründen durch ein weiteres Wirkflächenpaar auf die erforderlichen zwei Freiheitsgrade reduziert werden. Die Schlittenprothese bietet je nach Konstruktion zu den drei rotatorischen Freiheitsgraden theoretisch noch drei weitere translatorische Freiheitsgrade.

Eine Unterteilung der Achsgelenke nach ihrer Lage im Knochen gibt SKRIPITZ an (56) :

1. Bei den weitgehend intraossär gelegenen Modellen (ST.GEORG, LAGRANGE, LETOURNEL) besteht zwar die geringste Weichteilirritation und sehr gute Gewebsdeckung, jedoch ist große intrakondyläre Resektion mit entsprechend ausgiebiger Zerstörung der Haupttragpfeiler notwendig.
2. Die weitgehend extraossär gelegenen Modelle (WALLDIUS, GUEPAR) bieten operationstechnisch kaum Schwierigkeiten, jedoch werden auch hier natürliche Tragflächen geopfert. Außerdem besteht hierbei die größte Weichteilexposition und -irritation mit der Gefahr von Komplikationen wie Hautnekrosen, Fistelbildungen, Infektionen.
3. Teilweise extraossär gelegene Modelle (GSB, BLAUTH) zeichnen sich durch sparsame Resektion und physiologischen transmetaphysären Kraftfluß aus.

Der historischen Entwicklung folgend unterscheidet SCHNEIDER eine 1. und 2. Generation von Knieendoprothesen. (51)
Zur 1. Generation rechnet er die Scharniergelenke und deren Modifikationen, zur 2. Generation, beginnend 1970, werden die geozentrischen und polizentrischen Schlittenprothesen gezählt.
Eine Einteilung in Scharniergelenke und Kondylenprothesen nehmen GSCHWEND und DIETSCHI vor. (22) GSCHWEND nennt drei Hauptgruppen:

1. Kondylenprothesen(Marmorprothese,FREEMAN,SWANSON,GEODEMIC, GUNSTON,U.C.I., ST.GEORG und andere), bei diesen unterscheidet er unizentrische und polizentrische, sowie ein- und zweikondylige.
2. Unphysiologische Scharniere, dazu werden WALLDIUS,SHEERS, GUEPAR, BLAUTH und andere gezählt, sowie
3. sogenannte physiologische Scharniere oder "New Design". In dieser Gruppe nennt er SHEEHAN,ATTENBOROUGH,GSB und DEANE.

DIETSCHI bildet ebenfalls drei Gruppen:

1. Scharniergelenke,
2. scharnierlose Gelenke mit Tibiawiderlager und
3. scharnierlose Totalprothesen. (15)

Bezüglich der Indikation zur Alloarthroplastik lassen sich zwei grundsätzliche Formen von Prothesen unterscheiden:

1. Scharnier- oder Achsengelenke mit intramedullärer Verankerung,
2. achsenlose Gelenke mit intrakondylärer Verankerung.

In der ersten Gruppe ließen sich die

a) frühen, heute weniger gebräuchlichen Modelle der reinen Scharniergelenke mit starrer Achse und einem Freiheitsgrad abgrenzen von den
b) weiter entwickelten mehrachsigen Prothesen mit zwei bis drei Freiheitsgraden, die GSCHWEND auch als sogenannte physiologische Scharniere bezeichnet.

Bei den Prothesen der zweiten Gruppe liegt getrennt ein femoraler und tibialer Prothesenanteil vor. Sie ersetzen nach BLAUTH korrespondierende Gelenkflächen und finden ihren Halt teils durch die vorgegebene Form, vor allem aber durch einen intakten Bandapparat.

II.2 Vor- und Nachteile der verschiedenen Formen des prothetischen Ersatzes und ihre Indikation

Da es die ideale Kniegelenksprothese nicht gibt, was ja schon die große Zahl der vorhandenen Modelle beweist, haben alle Formen des mechanischen Gelenkersatzes Vor- und Nachteile, und damit auch ihre differenzierte Indikationsstellung.

a) Achsengelenke

1. Achsengelenke mit starrer Achse(Beispiel: WALLDIUS,GUEPAR, ST.GEORG,BLAUTH):
   Als Vorteil dieser Scharniergelenke wird von vielen Autoren die Stabilität genannt. Daher sind diese Prothesen auch bei schwersten Gelenkdestruktionen anwendbar, ein intakter Bandapparat ist nicht erforderlich. Dagegen gibt es eine große Zahl von Nachteilen. Nach RÖSSLER stellt die Stabilität verleihende Starrachse auch den schwächsten Punkt dar. (47) Äußere Kräfte werden nur von der Achse aufgefangen und auf den Knochen übertragen,ein Scharnier mit

gewichttragender Funktion stellt jedoch einen anfälligen Mechanismus dar. Als weiteren Nachteil bezeichnen DIETSCHI et al. die Notwendigkeit der relativ großen Knochenresektion, welche schlechte Rückzugsmöglichkeiten bietet. (15) Eine Arthrodese nach einer solchen prothetischen Versorgung bedeutet eine erhebliche Beinverkürzung (10 bis 15 cm). Darüberhinaus kommt es auf Grund der Kortikalisschwächung bei der Zemententfernung immer wieder zu Frakturen im proximalen Femur- und distalen Tibiabereich. Des weiteren werden erhöhte Lockerungsgefahr und Infektgefahr in Folge der einachsigen Bewegung, der großen Prothesendimension und der ausgedehnten Zement-Knochen-Kontaktfläche genannt. GSCHWEND bezeichnet die Scharniergelenke mit starrer Achse als unphysiologisch, außerdem ist hier nach Lage der Achse ein vorzeitiger dorsaler Stopp zu erwarten, daher ist entweder eine große Resektion notwendig oder eine konstruktive Beugelimitierung durch Anschlag, oder es sind abnorme Spannungen im Streckapparat in Kauf zu nehmen. (23) Darüber hinaus gefährdet die starre Kopplung der Prothesenteile die Verankerung. Auch KASPER erwähnt die notwendige relativ große Resektion und das je nach Achslage limitierte Bewegungsausmaß. (35) Die Prothese sei als großer Fremdkörper auch mit einem großen Infektionsrisiko behaftet.

BLAUTH spricht bei diesen Prothesen von einem Zwangslauf um eine starre Achse, ebenso wie andere Autoren weist er auf den großen Materialaufwand hin und auf die begrenzten Rückzugsmöglichkeiten. (5) Darüber hinaus nimmt er auch Stellung zu den Folgen einer mehr oder weniger großen interkondylären Knochenresektion.
Schlechte Vitalität und Tragfähigkeit der Femurkondylenreste sind die Folge einer breiten und tiefen Resektion. Bei geringerem interkondylären Resektionsausmaß liegen jedoch größere Anteile der Prothese unbedeckt im Gelenkraum, was das Infektionsrisiko erhöhen könnte.

2. Achsengelenke mit mehreren Achsen (GSB, HERBERT, SHEEHAN, BLIETZ)
Nach den Erfahrungen mit der ersten starrachsigen Schar-

niergelenksgeneration wurden zur Eliminierung einiger ihrer konstruktionsbedingten Hauptnachteile und in Annäherung an die physiologischen Kniegelenksverhältnisse ebenfalls mechanisch geführte mehrachsige Prothesen entwickelt. GSCHWEND nennt diese Gruppe die "physiologischen Scharniere".
DIETSCHI verweist auf die im Verhältnis zu früheren Modellen geringe Überdehnung des Streckapparates und Erleichterung der Beugung.(15)
GSCHWEND nennt die Vorteile der zu dieser Gruppe gehörenden GSB-Prothese (22; 24):
Die physiologisch wandernde und führende (nicht tragende) Achse ermöglicht eine normale Stellung von Femur und Tibia mit physiologischen Spannungsverhältnissen in den Weichteilen. Das Ausmaß der Knochenresektion ist gegenüber Starrachsen deutlich vermindert und die Wanderachse gestattet etwas Spiel zwischen den femoralen und tibialen Prothesenteilen, so daß Scher- und Torsionskräfte nur mittelbar von der Verankerung aufgenommen werden.

Die Prothese gestattet einen fast physiologischen Kraftfluß von der Metaphyse zur Diaphyse, das "low-friction-Prinzip" ist gewahrt, ein Einsinken nicht möglich und bei geringer Weichteilexposition ist ein einfacher operationstechnischer Einbau möglich.
Bei den mehrachsigen Achsengelenken sind sicherlich einige Nachteile der starrachsigen Prothesen zumindest teilweise behoben worden. Es handelt sich um Prothesen, die nach BLAUTH zwei bis drei Freiheitsgrade besitzen, der Bewegungsablauf ist physiologischer geworden, wodurch Bewegungseinschränkungen und Weichteilspannungen vermindert wurden.(5) Durch meist geringere Resektionshöhen haben sich die Rückzugsmöglichkeiten zur Arthrodese verbessert. Inwieweit Lockerung und Infektgefahr und andere, allen Endoprothesen anhaftenden Probleme und Komplikationen verringert wurden, läßt sich nicht abschätzen. Die Meinungen der einzelnen Autoren gehen weit auseinander.
BLAUTH stellt die ebenfalls noch erheblichen Mängel dieser

Prothese heraus und sagt sogar, daß die Frage noch nicht entschieden sei, ob diese Modelle auf Grund ihrer weniger starren Führung den einfachen Scharnieren wirklich weit überlegen seien. (5) Nur langfristige klinische Erfahrungen mit den verschiedenen Typen werden letztlich über deren Vor- und Nachteile entscheiden.

b) Achslose Gelenke

RÖSSLER hebt den Vorteil der größeren Bewegungsfreiheit gegenüber den Scharnieren hervor, sowie den Verzicht auf lange Verankerungsstiele (Hebelarme !) und somit geringere Verankerungsprobleme, auf die achslosen Prothesen wirken keine größeren Scherkräfte ein. (47)
Nach DIETSCHI simulieren die achslosen Kondylenprothesen die Gelenkfunktion am besten. (15) Hervorgehoben werden die guten Rückzugsmöglichkeiten und die Tatsache, daß bei diesen Prothesen Torsions-, Abduktions- und Adduktionsmomente nicht direkt aufs Implantatlager übertragen werden können. SCHNEIDER und OYEN heben die präzise Korrekturmöglichkeit für Fehlstellungen durch gegensinniges Schrägeinbetten des Tibiaplateaus oder auch des Kondylenteils hervor. (51) Auf die geringe Knochenresektion und das postoperativ schmerzfreie Bewegungsspiel im fast normalen Ausmaß verweisen KASPER und RETTIG . (35)
Schlittenprothesen stellen nach BLAUTH die geringste Beeinträchtigung der normalen Physiologie dar. (5) Die auf das Gelenk einwirkenden Beuge-, Dreh- und Scherkräfte werden vom intakten Bandapparat aufgenommen und in Schub- und Druckbelastung verwandelt.
Nach Modifikation der alten GUNSTON'schen Schlittenprothese z.B. durch Plateauvergrößerung wie im MANCHASTER-Knie und Stabilitätsvergrößerung wie beim FREEMAN-SWANSON-Gelenk bietet die sogenannte dritte Prothesengeneration nach WAUGH, zu der er die Modelle nach ATTENBOROUGH und SHEEHAN rechnet, neben Stabilität auch die Möglichkeit einer gewissen Rotations- und Lateralbewegung während der Beugung. (66)
Nach ATTENBOROUGH stellt die stabilisierte Gleitprothese ei-

nen Kompromiß zwischen Scharnier- und Kondylengelenk dar, bei Ergebnissen, die denen der beiden Grundformen vergleichbar sind. (2) Beim MANCHESTER-Knie, einem multiaxialen Schlitten, ist nach SHAW neben weitgehender Erhaltung der Normalanatomie und Streckstabilität durch verschieden wählbare Tibiaplateauhöhen ein Ausgleich von Fehlstellungen und Seiteninstabilität möglich. (54)
NEUPERT und andere Autoren weisen auf die im Vergleich zum Scharniergelenk größere Steigerung des Bewegungsumfangs hin.(43)
Der Hauptnachteil der achslosen Gelenke ist die geringe Indikationsbreite, da ein weitgehend intakter Bandapparat Voraussetzung ist. Da heute nach GSCHWEND nur eine fortgeschrittene Kniegelenksdestruktion eine prothetische Versorgung gerechtfertigt (23), ist ein intakter Bandapparat eher die Ausnahme.
Nachteil der Schlittenprothese ist nach BLAUTH, daß ihre femoralen Krümmungsradien nicht exakt mit den natürlichen Maßen übereinstimmen, es erfolgt also ein Zwangslauf auf Kosten des Bandapparates, so daß langfristig mit zunehmender Gelenkinstabilität, Bandlockerung und Problemen seitens der Patella gerechnet werden muß. (5)
Auch nach THOMAS stellen die herkömmlichen Schlitten lediglich eine vereinfachte Zweckform dar, ohne exakte Rekonstruktion der anatomischen Gegebenheiten.(59)
Von verschiedenen Autoren wird angeführt, daß die Schlitten nur leichte Fehlstellungsgrade korrigieren können. So hält SONSTEGARD die Behandlung von Varus-Valgus-Deformitäten über 30 ^{o} mit Schlittenprothesen für kontraindiziert.(57) RHEY sagt, daß eine fixierte Fehlstellung ebenso wie eine Beugekontraktur über 60 ^{o} sicherlich nicht mit einer Schlittenprothese ausgeglichen werden kann. (45)
NEUPERT verweist auf postoperative Valgus-Abweichungen nach Schlittenversorgung in 10 % der Fälle durch vermehrten Polyäthylenabrieb besonders bei Bandinstabilität und Adipositas.(43)
Die besten Resultate sah er wie auch RHEY bei günstigen Ausgangsbefunden. (45)
Nach SCHNEIDER verbleiben auch bei den achslosen Modellen weiterhin die typischen Probleme der Infektion und Verankerung.(51)

Abb.4 bis 7: Patient V.,Johannes, geb. 4.11.1912

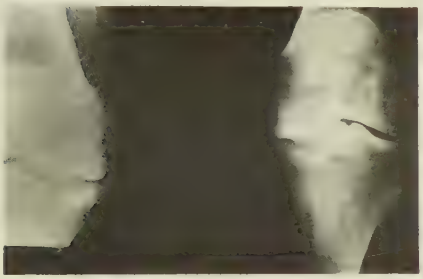


Abb.4:
Beidseitige,vorwiegend medial ausgeprägte Gonarthrose.

Abb.5:
Zustand nach Versorgung mit beidseitiger medialer Schlittenprothese.
Rechts: eingebrochenes Tibiaplateau.

Abb.6 und 7:
Zustand nach Entfernung der rechtsseitigen Prothese und Implantation eines GSB-Scharniergelenks.

Gerade die im Verhältnis zum Scharniergelenk "oberflächliche" intrakondyläre Verankerung kann zum Einsinken des tibialen Gleitlagers in den Tibiakopf und konsekutiv zunehmender Fehlstellung führen.

Die Abwägung der Vor- und Nachteile der zwei Hauptprothesenformen zeigt also, daß ein Vergleich nicht möglich ist. SCHNEIDER führt als Vorteil der achslosen Gelenke an, daß im Grunde genommen nur zerstörte Gelenkkörper plastisch rekonstruiert sowie Fehlstellungen beseitigt würden, aber das Drehgleiten und die Rotation erhalten blieben, weil der Bandapparat unangetastet bliebe.(51)
Das ist jedoch kein Vorteil der achslosen Prothesen gegenüber den Scharnieren, sondern allenfalls ein Vorteil des entsprechenden Patienten gegenüber einem anderen mit zerstörtem Bandapparat. Die bessere Ausgangssituation erlaubt den relativ kleineren Eingriff, bei dem mehr von der physiologischen Gelenkmasse erhalten bleiben kann.
Zur Wahl der im Einzelfall geeigneten Endoprothese ist also eine möglichst differenzierte Indikationsstellung notwendig.

II.3 Biomechanik des Kniegelenks

Die spezielle Problematik der Knieendoprothetik beruht neben der exponierten Lage des Gelenks größtenteils auf seinem komplexen anatomischen Bau und seiner komplizierten Bewegungsphysiologie.
Nach GSCHWEND liegt das Kniegelenk als Mittelgelenk der unteren Extremität zwischen den längsten Hebelarmen und ist damit extremen mechanischen Belastungen ausgesetzt.(22)
Die hier angreifenden mobilitätsverleihenden Kräfte sind in Größe und Richtung bestimmt durch Lage und Dimension der zum Teil zweigelenkigen Muskulatur zur veränderlichen Drehachse. Ein wesentliches Element der beugewinkelabhängigen Stabilität des Kniegelenks, welche die Standfestigkeit des Beins bewirkt, ist der Bandapparat sowie der Mechanismus der Schlußrotation. Das Kniegelenk erlaubt Streck- und Beugebewegungen um eine frontale Achse, die sich aus winkelabhängigen unter-

schiedlichen Dreh- und Gleitbewegungen zusammensetzt. Daneben ist in der Schlußphase der Streckung eine axiale Rotationsbewegung von maximal 20 ^{o} möglich. Nach GSCHWEND zeigt das Gelenk eine ausgesprochene Asymmetrie zwischen lateraler und medialer Gelenkfläche sowie bezüglich der Kreuzbänder, außerdem eine scheinbare Inkongruenz der beiden Gelenkflächen.

Wichtige Erkenntnisse über den Mechanismus der Kniegelenksbewegung wurden von MENSCHIK gewonnen. (40;41)
Nach MENSCHIK ist das Grundprinzip der Bewegung die Kinematik des überschlagenen Gelenkvierecks. Dieses wird gebildet von den beiden Kreuzbändern, der Koppel als Verbindungslinie, die tibialen Kreuzbandansatzstellen entsprechend dem Tibiaplateau in seitlicher Projektion und dem Steg als Verbindungslinie der femoralen Kreuzbandansätze. Bei Bewegungen des Unterschenkels gegen den Oberschenkel bildet die bewegte Koppel (Tibiaplateau) eine Tangentenschar, welche eine Kurve einhüllen, die als Koppelhüllkurve bezeichnet wird. Die Koppelhüllkurve deckt sich mit der Form der Oberschenkelkondylen, diese stellen also die realisierte Koppelhüllkurve des Tibiaplateaus dar. Oberschenkelkondyl und Tibiaplateau bilden ein sogenanntes Gleitkurvenpaar. Der Schnittpunkt der beiden Kreuzbänder in der Sagittalebene stellt den momentanen Drehpunkt dar. Die Summation der bewegungsabhängigen Drehpunktorte liefert bei Bewegung des Oberschenkels die Gangpolkurve, bei Bewegung des Unterschenkels die Rastpolkurve, die den Weg der Drehachse beschreiben. Mit zunehmender Beugung des Kniegelenks nimmt der Anteil der Gleitbewegung der Tibiakondylen auf den Oberschenkelkondylen zu, so daß bei starker Beugung auf ca. 1 mm Abrollbewegung 4 mm Gleitbewegung kommen.

Durch die Arbeit von Menschik stellt sich also die scheinbare Inkongruenz der Gelenkkörper als optimale Anpassung aneinander dar. Menschik kann weiterhin zeigen, daß auch der Mechanismus der Schlußrotation eng mit der Kreuzbandanordnung verbunden ist. Durch eine scheinbare, projektionsbedingte Verlängerung des hinteren Kreuzbandes in der Endphase der Streckung,(20^{o}bis 0^{o}) sowie der durch Außendrehung des Tibia-

plateaus veränderten Koppellänge kann gleichzeitig die Asymmetrie zwischen medialem und lateralen Kondylus erklärt werden.

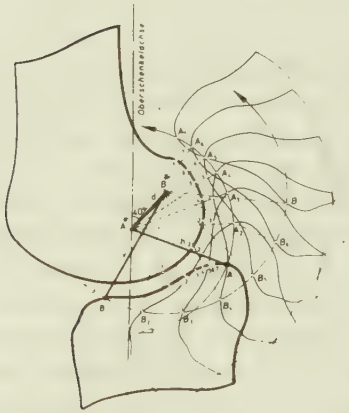


Abb.8:
Die Koppelbewegung des Unterschenkels.
(nach MENSCHIK)

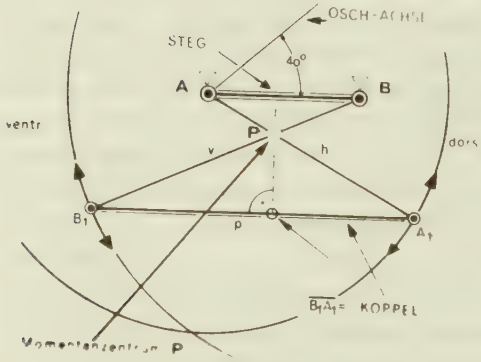


Abb.9:
Grundprinzip der Bewegung des Kniegelenks ist die Kinematik des überschlagenen Gelenkvierecks.
(nach MENSCHIK)

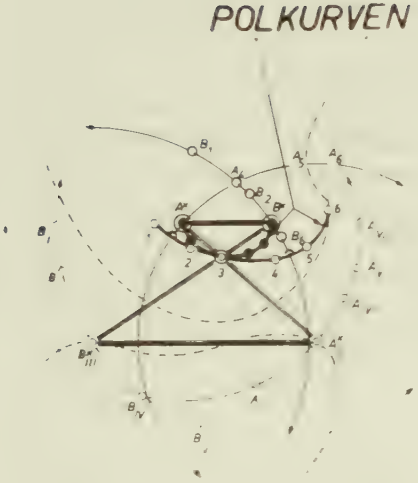


Abb.10:
Rastpolkurve und Gangpolkurve rollen aufeinander ohne Gleiten ab.
(nach MENSCHIK)

Vom Standpunkt der technischen Getriebelehre aus gesehen, ist nach UNGETHÜM das Kniegelenk ein kraftschlüssiges Getriebe, d.h. die Kondylen dienen der Kraftübertragung und bestimmen durch ihre Form die Gelenkbewegungsmöglichkeiten.(63) Es bestehen alle sechs Freiheitsgrade der Bewegung. Kreuzbänder mit Tibia und Femur in der Sagittalebene können als Viergelenkgetriebe angesehen werden. Dabei bildet der Seitenbandapparat eine elastische Verbindung, um den Kraftschluß beim unbelasteten Gelenk zu erhalten und beim belasteten Gelenk die Kraftübertragung zu gewährleisten. Torsions-, Scher- und Biegekräfte werden aufgefangen und in Druckbelastung umgewandelt. Die elastischen Verbindungen des Gelenks sind jedoch der unwägbarste Faktor für eine getriebetechnische Analyse des Kniegelenks.

Aus der komplizierten Kniegelenksbiomechanik leitet sich ein großer Teil der Problematik bei der Endoprothetik ab. Die dargestellten Verhältnisse haben zu zwei entgegengesetzten konstruktiven Folgerungen geführt.
Während eine Gruppe von Konstrukteuren (von Schlittenprothesen) eine möglichst genaue Wiederherstellung der anatomischen Gelenkgegebenheiten anstrebt (THOMAS, 59),verzichten andere von vorneherein darauf, zugunsten des einfacheren ein- oder mehrachsigen Scharnierprinzips. So sieht GSCHWEND gerade in den oben dargestellten komplexen Verhältnissen den Beweis dafür, daß es niemals gelingen wird, eine anatomisch perfekte Kniegelenksprothese zu bauen.(24)

II.4 Probleme der Knieendoprothetik

Nach BLAUTH bietet die Knieprothetik noch viele Probleme, da das Kniegelenk 1. kompliziert gebaut ist, 2. eine ungewöhnliche Bewegungsphysiologie und 3. eine exponierte Lage hat.(5) Die Schwierigkeiten beim Knieendoprothesenbau sind bedingt durch die auftretenden großen Kräfte, welche hohe Anforderungen an Material und Verankerung stellen. Drei große Problemkreise der Endoprothetik beschreibt RÖSSLER, was schematisch folgendermaßen dargestellt wird (47):

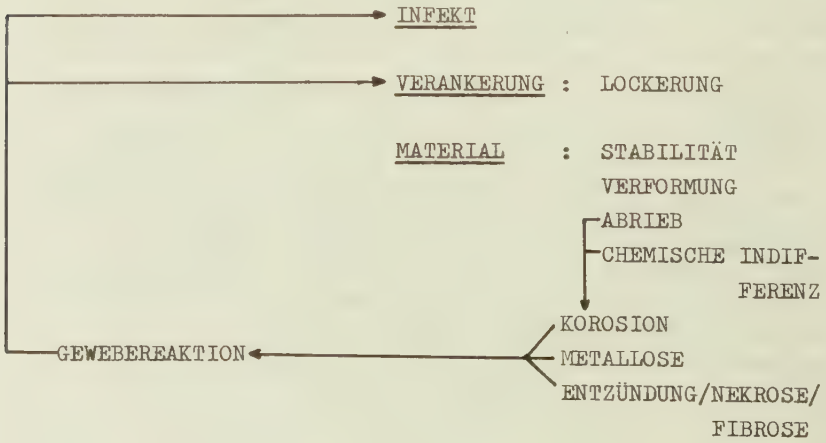


Abb.11: Probleme der Endoprothetik

a) Material

Historisch gab es in den Anfängen der Endoprothetik frustrane Versuche mit verschiedenen Materialien wie Elfenbein, Aluminium, Holz, Glas und anderes.(67) Auch bei der Prüfung der Metalle fand sich kein geeigneter Werkstoff für Endoprothesen.Die Metalle scheiterten an mangelnder Festigkeit, Korrosion, Giftigkeit oder anderen schädlichen Wirkungen auf den Organismus. Daher mußten für die Endoprothetik geeignete Legierungen entwickelt werden, deren Prüfung bezüglich der vier-Eigenschaften erfolgt:

1. Korrosion,
2. Ermüdung (durch zyklische Belastung),
3. Festigkeit / Dehnbarkeit,
4. Abrieb.

Das Prothesenmaterial sollte

1. biologisch verträglich sein,
2. hohe Festigkeit mit geringem Abrieb verbinden,
3. das Implantat sollte die mechanischen Eigenschaften des ersetzten Teils möglichst gut imitieren,
4. das Material sollte keine Veränderung im biologischen Milieu erfahren und
5. die angrenzende Normalanatomie möglichst wenig stören.

Das Problem beim Kniegelenk ist nach DENHAM, daß den Abduktions-/Adduktions- und Rotationskräften zwischen den zwei längsten Knochen eine relativ kleine Gelenkoberfläche widerstehen muß. (14) MORRISON (1970) zeigte, daß im normalen Kniegelenk auch große axiale Kompressionskräfte bis zum dreifachen Körpergewicht bereits bei normalem Gehen übertragen werden.
BARGREN, FREEMAN und SWANSON nehmen an, daß Belastungskräfte das Dreifache von normalen statischen Kräften erreichen können, so daß im Kniegelenk Kräfte vom neunfachen Körpergewicht auftreten könnten. (3)
Nach RÖSSLER liegen die Materialprobleme vor allem in Abnutzung oder Verschleiß.(47) Ein Metall-Kunststoff-Kontakt ist als Teil des "low friction"-Prinzips dem reinen Metall-

Kontakt vorzuziehen. Verschleiß kann definiert werden als mechanische Wechselwirkung zweier Flächen mit Abrieb.
Dabei sind als Folgen zu unterscheiden:

a) schädliche Wirkungen des Abriebs auf das Gewebe (Metallabrieb kann zu rezidivierender Ergußbildung führen) und
b) größerer Abrieb verschlechtert das mechanische Funktionieren.

Zu beachten ist beim Abrieb nach SCHEIER auch, daß sich z.B. kleine Polyesterpartikel ganz anders verhalten können, als das große Implantat.(50)
Nach HENßGE kann der metallische Abrieb zur agressiven Synovitis führen, die durch Eindringen in eine Knochen-Zement-Grenzzone letztlich eine Lockerung des Implantats verursacht.(28)
Eine Beschädigung der Prothese durch elektrochemische Wechselwirkung ist die Korrosion.Die Körperflüssigkeit stellt einen recht guten Elektrolyten dar und die Prothese bildet die leitende Verbindung. Wenn ein Implantat verschiedene, zueinander relativ anodische und kathodische Zonen enthält, kommt es unter Stromfluß zu korrosiven Reaktionen an den anodischen Stellen. Ein Sonderfall ist die Rißkorrosion, wie sie beim Platten-Schrauben-Kontakt möglich ist. Der Rißbereich wird in Folge relativen O_2-Mangels bezüglich der Umgebung anodisch und korrodiert.
Eine regelrechte galvanische Korrosionszelle entsteht bei Verbindung verschiedener Metall-Legierungen. Die Korrosionsbeständigkeit der orthopädischen Legierungen beruht auf einer dünnen passivierenden oberflächlichen Oxidschicht, die jedoch einmal durch wundheilungsbedingten niedrigen ph-Wert bei einigen Legierungen zerlegt werden kann, zum anderen rein mechanisch (Risse,Kerben) zerstört werden kann. Auch hier kommt es wieder zur elektrochemischen Korrosion. BREITENFELDER und WEIDNER maßen in einem in vitro Versuch elektrische Potentialdifferenzen in der Größenordnung von 290 m.V. Als Folge dieser elektrochemischen Vorgänge kann es zum lakunären Knochenabbau mit konsekutiver Implantatlockerung kommen. (7)

Von Interesse ist bei eingetretener elektrochemischer Reduktion der primär passiven Metalloberfläche die Repassivierungszeit. Diese ergibt nach THULL, SEIDEL et al. im Laborversuch für verschiedene Legierungen deutliche Unterschiede von Sekunden bis Minuten, ein weiteres Kriterium zur Eignung einer Legierung zur Endoprothetik.(62)

b) Verankerung

Die Probleme der Verankerung sind je nach Prothesenart sehr verschieden. Während bei einer inkongruenten Schlittenprothese mit bis zu fünf Freiheitsgraden nach OEST, MÜLLER und NÖH die Kraftübertragungsmöglichkeiten gering sind und somit nur geringe Verankerungsmaßnahmen erforderlich werden, bietet eine Prothese mit einem Freiheitsgrad (einfaches Scharniergelenk) hier erhebliche Probleme.(44)
Beim Scharnier ist wegen der großen Zahl möglicher Kraft- und Drehmomentübertragungen ein erheblicher Fixationsaufwand erforderlich. Große unphysiologische Belastung der Verankerungsteile führt nach SCHEIER jedoch häufig zu Lockerung oder Prothesenbruch, da in Folge der langen Stiele erhebliche Biegekräfte auftreten.(50) Die Verteilung der Verankerung sollte daher auf möglichst große Flächen erfolgen, wobei zur Vermeidung von Scherkräften die Kräfte möglichst senkrecht auf die Zement-Knochengrenze treffen sollten.

Beim Kniegelenk wirken nach OEST, MÜLLER und NÖH Knorpel und Menisci als Preßfederverbindung mit kleinem Elastizitätsmodul und hoher Dämpfung, einwirkende Kräfte werden klein gehalten und im Gelenkbereich in Druckkräfte verwandelt. Bei Knieendoprothesen ist die Dämpfung zwischen Ober- und Unterschenkelteil klein, der materialbedingte Elastizitätsmodul hingegen hoch. (44)

c) Infektion

Verglichen mit dem Hüftgelenk ist das Infektionsrisiko beim Kniegelenk durch folgende Gegebenheiten relativ erhöht:

1. Form und Größe der Prothese und ihre
2. Beziehung zur dünnen Weichteildecke, sowie
3. resektionsbedingte Hohlräume um das Implantat.

Wundheilungsstörungen als potentieller Start für eine Infektion sind bei einem Teil des zur Knieendoprotheseversorgung gelangenden Patientengutes, nämlich der p.c.P.-Kranken, einmal krankheitsbedingt relativ häufig, zum anderen werden sie sicherlich auch durch die fast stets vorangegangene Cortisontherapie begünstigt.

II.5 Alternativoperationen zur Kniearthroplastik

Basierend auf den Untersuchungen von WATERMANN leiden 0,5% der Bevölkerung an einer schweren oder mittelschweren Gonarthrose, ihr Anteil an allen Arthroseerkrankungen beträgt 33 %, womit sie die häufigste Arthroseform überhaupt ist. (30)
Die gebräuchlichen operativen Maßnahmen der Arthrodese und der Umstellungsosteotomie decken den therapeutischen Bedarf bei der Gonarthrose jedoch nicht ab. Zwischen der Umstellungsosteotomie,die als relativ wenig invasive und nach MOHING "biologische Methode" (42) nur bei fehlstellungsbedingten und daher überwiegend halbseitigen degenerativen Veränderungen, insgesamt also bei den "leichteren Fällen" in Frage kommt, und der Arthrodese, die als ultima ratio heute nur bestimmten, meist sehr ausgeprägten Fällen vorbehalten sein soll, klafft eine "therapeutische Lücke", die inzwischen von der Endoprothetik ausgefüllt wird. Da die Kniegelenksendoprothetik aber immer noch ausgesprochen problem- und komplikationsbehaftet ist und daher die Alternativoperationen keineswegs an Interesse verloren haben, erscheint eine strenge indikationsmäßige Abgrenzung der drei zur Verfügung stehenden operativen Therapiemöglichkeiten als besonders wichtig.
Nach HUKE, BREITENFELDER und RÜTT kommt die Endoprothese vor allem in Frage für

1. Fälle, in denen die Kompensation durch periankylotische Bewegungszentren (Nachbargelenke) nicht gewährleistet ist, z.B progressive p.c.P. und gleichseitige Coxarthrose, sowie

2. Fälle beidseitiger Gonarthrose, da hier nur eine einseitige Arthrodese sinnvoll ist.

Die Indikation zur Arthrodese ist gegeben bei
1. jungen Patienten mit einseitiger Gonarthrose ohne Beteiligung anderer Gelenke, wo sie sicher zu einer dauerhaften, schmerzfreien Stabilität führt, und
2. entzündlichen Prozessen und Lähmungen, hier ist die Arthrodese weiter Methode der Wahl. (30)

a) Arthrodese

Die Arthrodese ist nach KLEMS, WEIGERT et al. eine zuverlässige Therapiemethode für das instabile, schwer inkongruente oder weitgehend versteifte Knie. (36)
Als Indikationen werden genannt:
1. ausgeprägte Arthrose mit schmerzhafter Restbeweglichkeit,
2. schmerzhaft rezidivierende Reizzustände auf dem Boden chronisch deformierender Gelenkveränderungen, wenn konservative Maßnahmen ergebnislos bleiben,
3. entzündliche Prozesse mit Gelenkflächendestruktion,
4. Schottergelenk,
5. rezidivierende, nicht beeinflußbare Beugekontraktur,
6. gelenknahe Pseudarthrose,
7. neuropathische Destruktionen,
8. mißlungene Arthroplastik (wobei der knöcherne Durchbau der spongiosafreien Kortikalisröhren problematisch ist). Zur Arthrodese führende Komplikationen sind nach HAGEMANN: Infekt, Lockerung, Instabilität, Fraktur, retropatellare Schmerzen. (25) Beschwerden von seiten des patellofemoralen Gelenks sind jedoch nach endoprothetischer Versorgung häufig und in der Regel als nicht zum Prothesenausbau führende, funktionell wenig oder nicht behindernde Komplikation anzusehen.
9. Früharthrodesen, (nach eventuell vorausgegangenen anderen therapeutischen Versuchen), wenn mit Wiederherstellung der Gelenkfunktion nicht gerechnet werden kann,

10. veraltete Subluxation mit Zerstörung des Kapselbandapparates,
11. Sofortarthrodese (nur bei alten Patienten) bei ausgedehnten Trümmerbrüchen des Knies, wenn durch rekonstruktive Maßnahmen eine Funktionswiederherstellung nicht zu erwarten ist.

Als Kontraindikationen werden genannt:
1. Versteifung der gleichseitigen Hüfte,
2. beidseitige Hüft- und Kniearthrose.

b) Osteotomie

Bei Anlegen eines strengen Indikationsmaßstabes für die Alloarthroplastik kommen nach HANSLIK nur ca. 20 % der Gonarthrosen für die Endoprothetik in Frage. (26)
Die überwiegende Zahl der Kranken erfüllt nicht die Kriterien (ligamentäre Instabilität, ständige Schmerzen, Gelenkschaden, der das ganze Gelenk betrifft).
Sehr häufig handelt es sich um Gonarthrosen als Folge präarthrotischer Deformitäten wie Varus- oder Valgusstellung, meist verbunden mit degenerativer Schädigung des patellofemoralen Gleitlagers. Durch die unökonomische Druckverteilung induziert das genu varum die mediale, das genu valgum die laterale Gonarthrose. Hier ist eine achsenkorrigierende Operation mit dem Ziel der Druckverlagerung indiziert, meist die umstellende Tibiakopfosteotomie, deren Schwierigkeit häufig in der übungsstabilen Fixation der Osteotomieteile liegt.
Sehr häufig mit der Achsfehlstellung kombiniert treten degenerative Schäden des patellofemoralen Gleitlagers auf.
Durch Ventralisation des distalen Fragments nach der Osteotomie läßt sich jedoch ein ausreichender BANDI-Effekt erzielen, der einen zusätzlichen Eingriff verzichtbar macht.
Die subcapitale Umstellungsosteotomie liefert bei entsprechender Indikation ausgezeichnete Ergebnisse und ist im Gegensatz zur Endoprothese nicht an das hohe Alter gebunden.

II.6 Allgemeine, spezielle und subjektive Voraussetzungen zur Alloarthroplastik

Die Indikation zur Arthroplastik wird von allen Autoren relativ streng gestellt. Als Voraussetzung wird die schwere und schmerzhafte Kniegelenksdestruktion genannt.(5; 13; 27; 30; 39; 42; 46; 51) Zusätzlich wird von einigen Autoren eine Beteiligung der Nachbargelenke oder ein Befall des kontralateralen Kniegelenks gefordert, also ein Befund, der die Alternative der Arthodese ausschließt. (5; 26; 27; 30)
Andere befürworten die Knieprothese dann, wenn die Arthrodese die einzige Alternative darstellt, bzw. nach Abwägung von Osteotomie und Arthrodese. (22; 39; 51)
Bei fehlstellungsbedingten überwiegend halbseitigen Gelenkdestruktionen wird von allen Autoren die Osteotomie vorgezogen. Weitere Kriterien für die Endoprothese sind der erhebliche Mobilitätsverlust bzw. die Gehunfähigkeit (5; 22) und bei Entscheidung für ein Scharniergelenk das Vorliegen einer ligamentären Instabilität.(27; 58)
In Frage kommen nur alte bis sehr alte Patienten (5), nach GSCHWEND sollten die Patienten über 60 Jahre alt sein, eine Grenze, die für die Gonarthrosen auf dem Boden einer p.c.P. etwas niedriger liegen muß.(22) Nach SKRIPITZ sollten 65 bis 70 Jahre nur ausnahmsweise unterschritten werden. (56)
SCHEIER unterscheidet zwischen einer
1. äthiologischen und
2. subjektiven Indikation. (50)

1. p.c.P
   Arthrose
   idiopathisch
   posttraumatisch

2. Schmerz
   Ankylose
   Bewegungseinschränkung
   Instabilität
   Deformität

Allgemeine und spezielle Voraussetzungen grenzen HUKE, BREITENFELDER und RÜTT gegeneinander ab: (30)

a) Allgemeine Voraussetzungen
   1. Allgemeine Operabilität
   2. Gesicherte Nachbehandlung zu erwarten

b) Spezielle Voraussetzungen
   1. Schwerste degenerative Veränderungen
   2. Beteiligung von Nachbargelenken
   3. Befall des kontralateralen Kniegelenks

Als subjektive Voraussetzungen werden unerträgliche Schmerzen mit entsprechender motorischer Behinderung genannt.

JANI betont die differenzierte Indikationsstellung. (34)

1. Beim Vorliegen einer (nicht fehlstellungsbedingten) halbseitigen Gelenkdestruktion, relativer Bandinstabilität und relativ guter präoperativer Beweglichkeit (mindestens 60°, eventuelles Streckdefizit unter 20°), sieht er die Indikation für eine Hemiarthroplastik.
2. Bei panartikulärer Zerstörung, relativer Stabilität und zufriedenstellender Mobilität kommt eine Schlittenprothese in Frage.
3. Treffen die oben genannten Kriterien betreffend Stabilität und relativer Beweglichkeit nicht zu, so ist ein Scharniergelenk angezeigt.

Bei der entzündlichen oder degenerativ bedingten Kniegelenksdestruktion stehen nach Ausschöpfen der konservativen Therapie also im wesentlichen vier operative Verfahren zur Verfügung.
Es handelt sich hierbei um Osteotomie, Arthrodese und Arthroplastik, bei der zwischen Schlitten- und Scharniergelenksersatz unterschieden werden sollte.
Osteotomie und Schlittenprothese einerseits und Scharniergelenk und Arthrodese andererseits stellen nach MOHING teilweise konkurrierende Verfahren dar. (42)

1. Die Osteotomie hat als bewegungserhaltendes, relativ wenig invasives Vorgehen ihre absolute Indikation bei allen fehlstellungsbedingten überwiegend medial oder lateral lokalisierten Destruktionen

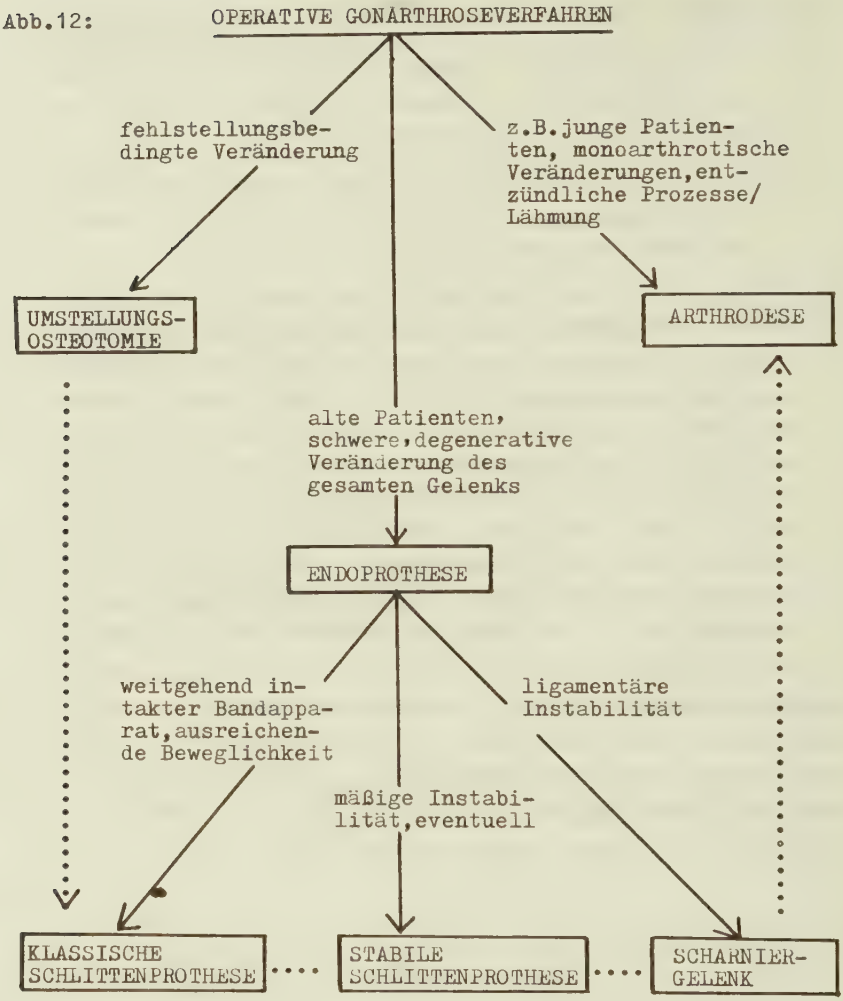
2. Die Anwendung einer Schlittenprothese sollte nach Ausschluß der Osteotomie erfolgen. Voraussetzung ist jedoch ein weitgehend intakter Bandapparat und ausreichende präoperative Mobilität, da durch die Operation keine Verbesserung der Beweglichkeit zu erwarten ist.

3. Ein Scharniergelenk bleibt also den Fällen vorbehalten, bei denen ligamentäre Instabilität und erhebliche Bewegungseinschränkung vorliegen.

4. Die Arthrodese als bewährtes Verfahren sollte im Rahmen dieser Überlegungen einmal beim jungen Menschen angewandt werden, außerdem ist es bei monarthrotischen Veränderungen der Prothese vorzuziehen, bei entzündlichen Prozessen und Lähmungen schließlich ist die Arthrodese die Therapie der Wahl. Bei der p.c.p. sollte sie die Ausnahme sein, denn gerade hierbei ist das Bedürfnis nach Ersatz destruierter Gelenke nach häufig verpaßter Chance der Frühsynovektomie wegen des systematischen Krankheitscharakters besonders groß, weil die Kompensationsmöglichkeit durch Nachbargelenke durch deren Miterkrankung meist stark eingeschränkt ist.

Die differenzierte Indikationsstellung mit Wahl des jeweils kleinsten erfolgversprechenden Eingriffs hat den Vorteil der Rückzugsmöglichkeit bei Fehlschlägen, die von der Osteotomie über Schlitten- und Scharnierprothese zur Arthrodese verläuft.

Abb.12:



Anmerkung:

Rückzugsweg bei Fehlschlägen: (....)
Die "klassische" Schlitt prothese bietet keinerlei Seitenstabilität, es handelt s n lediglich um Gelenkflächenersatz im Sinne eines kraftschlüssigen Getriebes. Neuere Entwicklungen, die vom Schlittenkonzept ausgehen,versuchen,durch entsprechende Formgebung der Prothese eine gewisse Gelenkführung zu e reichen, so daß man hier von "stabilen"Schlittenprothesen sprechen könnte.

II.7 Komplikationen

Im Mittelpunkt des Interesses bei der alloarthroplastischen Versorgung des Kniegelenks stehen die möglichen Komplikationen, ihre Ursache, Vermeidung und Beherrschung, denn sie bewirken die Diskrepanz zwischen wünschenswerten und real erzielbaren Ergebnissen und repräsentieren gleichzeitig die gegenwärtige Problematik der Knieendoprothetik.
Bei der Darstellung ihrer Ergebnisse werden von den einzelnen Autoren eine ganze Reihe von zum Teil sehr unterschiedlich gewichtigen Komplikationen genannt, die sich in verschiedener Weise einteilen lassen.

So ist eine Unterteilung in peroperative Komplikationen und Früh- und Spätkomplikationen möglich, ebenso lassen sich lokale von allgemeinen Komplikationen unterscheiden, schließlich kann man leichte, passagere Komplikationen von schweren, das funktionelle Ergebnis gefährdende Komplikationen trennen, sowie prothesenspezifische von allgemeinchirurgischen Komplikationen.
JÄGER unterscheidet zunächst intra- und postoperative Komplikationen. (33) Letztere unterteilt er einmal in allgemeine (Beispiel: Tromboembolie) und lokale (Beispiel: Wundrandnekrose), zum anderen in passagere (Beispiel: Peronäusparese) und schwere (Beispiel: tiefe Infektion). Die Synopsis aus Hautnekrose, Hämatom und Infekt führt nach JÄGER bei leichter Ausprägung zur passageren Komplikation, bei stärkerer Ausprägung zur bleibenden Komplikation, welche das Gesamtergebnis beeinflußt, wobei die Hautnekrose eine Übergangsstellung zwischen passagerer und schwerer Komplikation einnimmt.

HUKE, BREITENFELDER und RÜTT unterteilen in peroperative, Früh- und Spätkomplikationen. (30) Bei den peroperativen Komplikationen werden genannt: Nerven- und Gefäßverletzung, Kreislaufkollaps beim Einzementieren, Spalten von Tibia oder Femur, falsches Einsetzen der Stiele.
Zu den Frühkomplikationen rechnen Frühinfekt, Wunddehiszenz, Hämatom, Tromboembolie, Peronäuslähmung, Subluxation, Quadrizepsruptur und Belastungsschmerzen.

Bei den Spätkomplikationen werden schließlich der tiefe Infekt, Ankylose, Lockerung, Prothesenbruch, Quadrizepsatrophie, Seitenbandapparatinsuffizienz und dauernder Belastungsschmerz genannt.
Verschiedene Autoren zählen zu den Spätkomplikationen auch die Beugekontraktur. (54)

Über schwere peroperative Zwischenfälle wird von vielen Autoren berichtet. So erwähnt DUPARC folgende drei Gruppen:
1. Neurologisch: Der postoperative sekundäre Bewußtseinsverlust,
2. respiratorisch: Das akute Lungenödem und die Lungenembolie,
3. vaskulär: Der regressive Kollaps.(17)

Im eigenen Patientengut wird in diesem Zusammenhang von DUPARC über vier Todesfälle berichtet. Schwere Zwischenfälle, vorwiegend während oder nach dem Einzementieren der Prothese, werden meistens der Fettembolie angelastet.
Einige Autoren verweisen auch auf die Rolle des Methylmethacrylatmonomers, welches experimentell - allerdings in wesentlich höherer Konzentration - zu einer schnellen und deutlichen Hypotension führen kann mit histologisch nachweisbaren Veränderungen an Lunge, Leber und Niere.

DEBEYRE berichtet in seinem Patientenkollektiv über sechs Todesfälle.(13) Als mögliche Ursachen für die Mortalität werden neben der "negativen" Patientenauswahl das Abnehmen der Staubinde, die Toxizität des Zements und die Fettembolie genannt. Unklar erscheint dem Autor die relative Häufigkeit dieser Zwischenfälle bei der Knieendoprothetik im Vergleich zur Hüfte.
KASPER sowie auch SCHEIER berichten ebenfalls über einen bzw. zwei Todesfälle wenige Stunden postoperativ und benennen die Fettembolie als Ursache. (35; 50)
MAZAS führt intraoperative cardiovasculäre Zwischenfälle auf den toxischen Effekt von polymerisationsbedingten Substanzen zurück, die nach Lösen der Blutsperre plötzlich in den Kreislauf gelangen. (39) DUPARC glaubt, daß durch den beim Einzementieren im Markraum entstehenden Überdruck Fettembolie in

die Blutbahn gedrückt werden könnte, daneben erwähnt er ebenfalls die mögliche Rolle der pneumatischen Blutleere.(17)
WEISS führt drei peroperative Todesfälle bei seinen Patienten auf Embolien zurück (67), ATTENBOROUGH nennt bei zwei postoperativen Todesfällen die Lungenembolie als Ursache (2), SHEEHAN berichtet bei 157 Fällen von 17 kardiorespiratorischen Komplikationen mit einem Todesfall, wobei diese Komplikation in der von ihm abgesetzten Gruppe der systemischen Komplikationen am weitaus häufigsten ist.(55)

Unter den peroperativen Komplikationen werden von vielen Autoren auch intraoperative Frakturen genannt, insbesondere proximale und distale Stielperforationen, wobei letztere nach JÄGER durch eine Flexionskontraktur begünstigt werden können (32), andererseits aber durch den entstehenden "Durchnagelungseffekt" der Prothesenhalt eventuell verbessert werden kann.
Nach HUKE, BREITENFELDER und RÜTT sind die Stielspitzen auch Prädeliktionsstellen für spätere Spontanfrakturen.(30)

Aber auch andere Frakturformen, wie Abriß oder Infraktur eines Femurkondyls werden berichtet. (17; 55; 67)

Im Zusammenhang mit notwendigem Prothesenausbau wird in der Literatur der frühen siebziger Jahre von einigen Autoren das Problem der festsitzenden, schwer oder nicht entfernbaren Prothese erwähnt. Es handelt sich dabei um heute weniger gebräuchliche Scharniergelenksmodelle.
So berichten HUKE,BREITENFELDER und RÜTT über eine infizierte Prothese, die so fest saß, daß eine Entfernung ohne Knochenspaltung nicht möglich gewesen wäre, die Prothese mußte belassen werden. (30) Wegen rezidivierender Entzündungsschübe und einer sich im distalen Oberschenkel entwickelnden Osteomyelitis erfolgte schließlich die Oberschenkelamputation im mittleren Drittel.

BRUSSATIS berichtet, daß nach provisorischem Einsetzen einer Prothese es wegen zu engem Markraum zur Verklemmung kam, so daß man die Prothese ohne Zement in situ belassen mußte und zusätzlich einen vorhandenen Rotationsfehler durch subtrochantere Drehosteotomie ausgleichen mußte. (11)

KASPER sowie MAZAS berichten über zwei schwer entfernbare Prothesen bzw. eine nicht entfernbare Prothese nach eingetretener Infektion. (35; 39)

Neben diesen oben genannten peroperativen Komplikationen kennt die Literatur noch andere, wie teilweiser oder völliger Riß des Streckapparates, Materialbruch, falsches Einsetzen der Prothese, sowie Gefäß- und Nervenverletzungen.

In der postoperativen Phase lassen sich systemische, mehr allgemein postoperative Komplikationen von lokalen, mehr prothesenspezifischen Komplikationen abgrenzen. SHEEHAN nennt bei den systemischen Komplikationen kardiorespiratorische Zwischenfälle in seinem Patientengut an ersten Stelle, gefolgt von tiefen Venentrombosen, Harnwegsinfekten und Lungenembolien.(55) Typische Frühkomplikationen sind nach den meisten Autoren die Wundrandnekrose bzw. Wundheilungsstörung, die transitorische Peronäusparese, die oberflächliche Infektion, aber auch die tiefe Infektion, retropatellare Schmerzen, Patelladislokation, Belastungsschmerz, Quadricepsruptur, Tromboembolien sowie die Notwendigkeit einer postoperativen Narkosemobilisation werden genannt.
Während die meisten Frühkomplikationen passagerer Art sind und im allgemeinen das Operationsergebnis nicht ernsthaft in Frage stellen, führen die meist als Spätkomplikation auftretende Infektion und Prothesenlockerung mit all ihren möglichen Folgen bezüglich des Operationsergebnisses sehr häufig zum Mißerfolg.
Die Infektion ist die zu Recht von allen Autoren am meisten gefürchtete Komplikation, an der auch schon GLUCKS Gelenke scheiterten. (68)
JÄGER spricht von der wesentlichsten und unangenehmsten Komplikation mit ihren möglichen Folgen der Arthrodese oder Amputation.(33) Auch HAGEMANN spricht hierbei von der ernstesten Komplikation, wobei die wichtigen Ursachen die intraoperative Kontamination und die Wunddehiszenz seien.(25)
Gründe für die im Vergleich zur Hüftendoprothese verhältnismäßig hohe Infektrate sieht RÖSSLER in der relativ dünnen Weichteildecke, den entstehenden Hohlräumen, der intra- und

postoperativen Weichteilirritation und der Größe des Implantats.(47) GSCHWEND sieht die Ursachen für häufige Infekte speziell bei Knieoperationen von p.c.P.-Patienten und anderen in den meist zahlreichen präoperativ intraarticular verabreichten Corticoidinjektionen und den konsekutiven Wundheilungsstörungen.(24) Die verkomplizierende Rolle der p.c.P. als Grunderkrankung wird ebenfalls von JÄGER betont, der in seinem Patientengut Hautnekrosen nur bei p.c.P.-Patienten fand und zwar unabhängig von der Schnittführung. (32)

Für KÖNIG et al. ist der Infekt die häufigste postoperative Komplikation. (37) Die Infektionsquoten bei den frühen Scharniergelenken werden von BLAUTH mit 10 bis 15 % beziffert. SCHNEIDER et al. glauben an eine gewisse Verbesserung der Situation bei Benutzung der Schlittenprothese, zwar bliebe das Infektproblem bestehen, ein Infekt würde jedoch wegen der oberflächlich spongiösen Verankerung weniger dramatisch verlaufen, da im Gegensatz zu den Achsengelenken die Markhöhle uneröffnet bliebe.(51)
Weitgehend übereinstimmend berichten die meisten Autoren über den weiteren Verlauf nach einer tiefen Infektion. Es kommt in aller Regel zur Prothesenentfernung mit nachfolgender Versteifung oder Arthrodeseversuch, wobei ein Fortbestehen der Infektion zur Oberschenkelamputation zwingen kann. (30)
Bei LETTIN führten drei tiefe Infekte (von 100 Fällen) zu zwei Amputationen und einer fibrösen Ankylose. (38) Auch von anderen Autoren werden postinfektiöse fibröse Versteifungen berichtet. Die Prothesenentfernung geht besonders bei den alten Modellen, bei denen ausgiebige Knochenresektion erforderlich war, mit zum Teil erheblicher Beinverkürzung einher. DIETSCHI spricht von 10 bis 15 cm und erwähnt als weitere Folgekomplikation häufig periankylotische Refrakturen auf Grund fehlender Spongiosa.(15)
ERBAN berichtet von der Abheilung einer tiefen Infektion ohne Prothesenentfernung durch Incision, Spüldrainage und Ruhigstellung, wobei die anschließende Mobilität jedoch nur 0/0/30 betrug. (18)

An einem Fall diskutieren HUKE et al. die Möglichkeit einer hämatogenen focal-bedingten Infektarthritis. Dabei gingen mit einer postoperativen Appendicitis und einer Pyelonephritis jeweils Kniegelenksergüsse einher, wobei einmal im Kniepunktat Colibakterien nachgewiesen wurden. Als Konsequenz sehen HUKE et al. die präoperative Focussuche, um den postoperativen locus minoris resistentiae keinen unnötigen Gefahren auszusetzen. (29; 30)

Auch ohne Infektion kann es im Laufe der Zeit nach WEISS bei allen Endoprothesen häufig zu der mit Schmerzen verbundenen Lockerung, welche ebenfalls einen Prothesenwechsel notwendig mach, kommen.(67) Nach RHEY sind frühe Lockerungen häufig das Resultat eines postoperativen Infekts oder eines "chirurgischen Irrtums", während Lockerungen, die nach drei oder vier Jahren auftreten, das Ergebnis biologischer Vorgänge wie Knochenabbau sein können. (45)
GRÖNEVELD bezeichnet Lockerung und Fraktur des Implantats als die häufigste Komplikation, wobei er sich auf seine Erfahrungen mit einem älteren Scharniergelenkmodell bezieht.(20)
Auch andere Autoren berichten über relativ hohe Lockerungsraten bei den "frühen" Scharniergelenken.(5; 39; 50; 52)
RÖSSLER glaubt, daß insbesondere die ständige Hebelbelastung der langstieligen Scharnierprothesen die Lockerung begünstigt.(47) TILLMANN berichtet über Prothesenlockerung bei Schlitten- und Scharniergelenken.(61)
Eines der drei prothesenimmanenten Hauptprobleme des alten FREEMAN-Modells war ebenfalls das Einsinken und die Lockerung der tibialen Komponente.(19)
Das Einsinken des Polyäthylenimplantats ins spongiöse Tibialager könnte nach HENßGE ein langfristiges Problem der Schlittenprothese werden.(28)
LETTIN beziffert den Anteil der Lockerungen bei den STANMORE-Scharniergelenken mit 5 % bei einem postoperativen Beobachtungszeitraum zwischen 1,8 und 9,5 Jahren.(38)
WEISS berichtet über zwei Prothesenlockerungen bei vierzehn WALLDIUS-Kniegelenken nach fünf Jahren. Die Lockerung macht einen Prothesenwechsel erforderlich oder alternativ die Arthrodese.

Von zahlreichen Autoren wird über Materialprobleme berichtet, welche zu den verschiedenen Komplikationen führen können.
Das eingebaute Metall- oder Kunststoffmaterial unterliegt einmal den besonderen Bedingungen eines biologischen Milieus, zum anderen ständigen Belastungen, die zu Prothesenbruch und Lockerung führen können, in jedem Fall aber zu einem kontinuierlichen Abrieb.
Die Häufigkeit der Prothesenbrüche liegt in der Größenordnung zwischen 0 und 5 %. (9; 13; 50)
Unterschwellige Krafteinwirkung auf die Prothese kann zu Ermüdungsbrüchen führen. Experimentell läßt sich der Ermüdungsbruch durch zyklische Belastung herbeiführen, wobei das Spannungsniveau unterhalb der Bruchfestigkeits- und Elastizitätsgrenze liegt. Der Ermüdungsbruch beginnt mit einem mikroskopisch kleinen Riß, der sich bei jedem Belastungszyklus vergrößert, bis der Restquerschnitt des Werkstoffes den Belastungen nicht mehr widersteht. Ausgangspunkt für einen Ermüdungsbruch sind Stellen erhöhter Spannungskonzentration im Material, wie z.B. scharfe Ecken und Kerben. Durch die oben beschriebenen experimentellen Belastungsversuche läßt sich die werkstoff- bzw. prothesenspezifische Arbeitsfestigkeitsgrenze ermitteln, welche das höchste Spannungsniveau darstellt, unter dem ein Werkstoff trotz beliebiger zyklischer Belastung nicht bricht. Auf die elektrochemisch bedingte Korrosion der Prothesen, die zur elektrogalvanischen Entzündung mit reaktiver Osteolyse und konsekutiver Implantatlockerung führen kann, wurde an anderer Stelle bereits hingewiesen.(7) Die artikulationsbedingte Reibung führt einmal nach HULL durch Zerstörung der Passivschicht zur elektrochemischen Korrosion (62), zum anderen schafft sie Metallabrieb, welcher zu rezidivierenden Kniegelenksergüssen (10) und zur Metallose führen kann.(37)
Die metallabriebbedingte Metallose führt nach HENßGE zu einer entzündlichen Kapselreaktion mit der Folge einer agressiven Synovitis, die durch Einbeziehung der Zement-Knochen-Grenze zur Lockerung führt.(28)
Die Verwirklichung des "low-friction-Prinzips" in den letzten Jahren bei den meisten Prothesen war sicherlich eine sinn-

volle Konsequenz, die aus der oben angegebenen Problematik gezogen wurde. Jedoch wurde schon an anderer Stelle auf den Oberflächenverschleiß der hochmolekularen Kunststoffteile hingewiesen.
Bei den älteren FREEMAN-SWANSON-Modellen kam es nach FREEMAN häufig zu Polyäthylenzerstörungen durch Pallacosreste, die intraoperativ nicht vollständig entfernt werden konnten, ein Problem, was bei dem neueren ICLH - Modell durch zementloses Implantieren beseitigt wurde.(19)

Alle Autoren berichten über Reoperationen als Folge von Infekten, Prothesenlockerung und Prothesenbrüchen. Grundsätzlich kommt eine Prothesenwechsel oder die Arthrodese in Frage. SCHEIER hatte bei 167 GSB-Patienten 7 Reoperationen (3 mal wegen Infekt, 2 mal wegen Prothesenbruch, 2 mal wegen Lockerung). (50) Etwa 10 % Reoperationen mit anschließender Arthrodese ebenfalls wegen Infekt, Lockerung oder Bruch gibt DEBEYRE an.(13) GRÖNEVELD berichtet über 20 % Reoperationen bei einem Mindestbeobachtungszeitraum von drei Jahren und zwar ebenfalls wegen Lockerung, Fraktur, aber auch Schmerzen und Funktionsverlust durch Kapselverkalkung oder Metallose.(20)

Zahlreiche Autoren berichten über postoperative Probleme mit dem Patellofemoralgelenk. Nach JÄGER bleibt bei fast allen Prothesentypen dieses Gelenk unberücksichtigt (33), was nach THOMAS ein wesentlicher Grund für unbefriedigende Ergebnisse ist, da durch den Metall-Knorpel-Kontakt erheblicher Abrieb entsteht und es nach Langzeitstudien zur Lateralisation bis Luxation kommen kann.(59)
Die nach endoprothetischer Versorgung nicht schmerzfreien Patienten klagen nach NEUPERT hauptsächlich über retropatellare Beschwerden, die er für die Ursache des relativ häufigen Streckdefizits bei der GUEPAR-Prothese hält.(43) Nach SKRIPITZ bestehen bei den verschiedenen Scharniergelenken große Unterschiede hinsichtlich des patellaren Gleitlagers, jedoch haben fast alle ein metallisches Patellagleitschild und der Metall-Knorpel-Kontakt führt zu starkem Verschleiß und Beschwerden.(56)
SHAW berichtet über zum Teil patellabedingte postoperative Schmerzen bei seinen Patienten speziell beim Treppensteigen

nach Versorgung mit einer Manchesterprothese.(54)
Auch beim Liverpool-Knie traten nach CAVENDISH häufig retropatellare Schmerzen auf. (12) Weitgehend übereinstimmend berichten SHEEHAN und LETTIN über postoperative Patellaschmerzen in 10 bzw. 9 % der Fälle.(55; 38) Nach ATTENBOROUGH erscheint eine routinemäßige prothetische Mitversorgung der Patellarückfläche bei der Knieendoprothetik gerechtfertigt, da häufig postoperative Beschwerden im patellofemoralen Gelenk zur Reoperation zwingen.(2) Von einer Verschlechterung der Spätergebnisse durch patellare Schmerzen spricht DEBEYRE. (13) Das fast stets stark arthrotisch deformierte Patellofemoralgelenk führt häufig zu einer Außenfehlstellung der Patella. Nach etwa sechs Monaten kommt es dann zum Patellasyndrom, welches bei achsengerechter femoropatellarer Stellung in nur 20 % der Fälle auftritt. Über Patelladislokationen bis hin zur Luxation berichten zahlreiche Autoren.(27; 39; 52; 55) Bei einem round-table-Gespräch auf dem Wiener Orthopädenkongress 77 wurde die Häufigkeit postoperativer Patellaluxationen mit 20 bis 50 % beziffert.

Einige Autoren messen den patellofemoralen Schmerzen geringere Bedeutung zu. So berichtet MOHING in seinem Patientengut über nur einen Fall mit geringen subpatellaren Schmerzen und bezeichnet es retrospektiv als richtig, daß die Operation nicht unnötig verkompliziert wurde.(42) SCHNEIDER verweist auf Schmerzfreiheit bei seinen Patienten nach Schlittenprothese-Versorgung, obwohl die Retropatellaarthrose nicht angegangen worden sei.(51)

GSCHWEND bezeichnet den postoperativen Patellaschmerz als "nicht selten". Er glaubt, daß dieser weniger auf die destruktiven Gelenkflächenveränderungen der Patella zurückzuführen sei, als vielmehr auf eine nicht korrigierte Subluxationsstellung. Die Hemipatellektomie könne ohne ernsthaft negativen Effekt auf die aktive Streckung diese Probleme in den meisten Fällen beseitigen. Auch durch Entlastung des lateralen Retinakulums bei Valgusdeformität, Korrektur einer Außenrotationsstellung der Tibia und Herstellen eines MAQUET-Effektes glaubt er in der Regel den prothetischen Patellarückflächenersatz vermeiden zu können.(24)

Dieser wird jedoch inzwischen von vielen Autoren bei der Knieendoprothetik gefordert, eine Versorgung aller Gelenkkompartimente, also auch Ersatz des patellofemoralen Gleitlagers erscheint angesichts der häufigen postoperativen Patellaprobleme gerechtfertigt.

Die Patellektomie als Therapiemöglichkeit postoperativer patellofemoraler Probleme wird eher zurückhaltend beurteilt. So berichten LETTIN et al. und SHEEHAN in ihrem Patientengut über je einen Fall, in dem eine Patellektomie notwendig wurde, SHEEHAN schränkt jedoch ein, daß die patellofemoralen Beschwerden häufig in den ersten zwei Jahren nach der knieendoprothetischen Versorgung verschwinden, so daß der frühe Entschluß zur Patellektomie nicht gerechtfertigt erscheint. (38; 55)

Insgesamt läßt sich feststellen, daß den postoperativen Problemen mit dem Patellofemoralgelenk zunehmend Beachtung geschenkt wird, was sich insbesondere bei den neueren Gelenkmodellen in entsprechenden konstruktiven Verbesserungen niederschlägt.

II.8 Ergebnisobjektivierung, Komplikationsraten, Resultate

Die Objektivierung der Ergebnisse von Knieendoprothese-Operationen wird von NEUPERT als schwierig bezeichnet (43), verschiedene Versuche, Wertungspunktsysteme einzuführen, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Autoren zu ermöglichen, konnten sich nicht durchsetzen.
Es werden verschiedene Prothesenmodelle verwandt, das Patientengut ist auf Grund unterschiedlicher Indikationsstellung und anderer Faktoren relativ heterogen, die Zahlen der Kollektive, über die berichtet wird, schwanken erheblich und schließlich benutzt fast jeder Autor seine eigene Form der Ergebnisdokumentation.

SHAW bezeichnet 87,5 % seiner Implantationen als erfolgreich.(54)
LETTIN verzeichnet bei 94 % seiner Patienten postoperativ völlige oder fast völlige Beschwerdefreiheit.(38)

Berichte über frühere Prothesenmodelle differieren hiervon deutlich. So erwähnen HUKE et al., daß die Komplikationsrate in der Literatur bei etwa 25 % liege.(30) Auch BLAUTH spricht von schlechten Ergebnissen speziell bei den ersten Scharniergelenken, er gibt eine Mißerfolgsquote von 20 bis 50 % an, wobei allein 10 bis 15 % auf Kosten der Infektion gehen. Auch die ersten Gleitflächenprothesen lieferten nach BLAUTH schlechte Ergebnisse.(5)

Um eine objektivere Vergleichbarkeit zu ermöglichen, schlägt AICHROTH eine " Knee function assessment chart " zur Dokumentation der Operationsergebnisse vor, darin sollen subjektive und objektive Daten enthalten sein. (1)
AICHROTH entwickelte ein Punktschema, für die einzelnen Angaben werden jeweils Punkte angekreuzt, wobei ein höheres Punkteergebnis den besseren Zustand des Kniegelenks angibt. (s.a.:S.40)

Die neuerdings offensichtlich besseren Operationsergebnisse sind sicher auf zahlreiche konstruktive und materialmäßige Verbesserungen gegenüber den alten Modellen zurückzuführen, sowie auf zunehmende Erfahrung der Operateure auf dem Gebiet der Kniealloarthroplastik. Andererseits kann auch von vielen Autoren gezeigt werden, wie sich anfänglich gut aussehende Frühergebnisse im Laufe eines längeren Beobachtungszeitraumes zu immer mäßiger werdenden Spätergebnissen wandeln. Darüber hinaus muß man die Kardinalprobleme bzw. Komplikationen der Knieendoprothetik weiterhin als ungelöst bezeichnen. So ist die Indikationsstellung zur Operation entgegen gewissen Liberalisierungstendenzen von einem verantwortungsbewußten Operateur weiterhin sehr ernsthaft zu prüfen.

Abb.13:
"Knee function assessment chart" nach AICHROTH

Knee function assesment chart

Personaldaten
Diagnose
Erkrankungsdauer
Seite (rechts/ links)
Frühere Knieoperationen
Zustand des anderen Knies
Zustand der Hüfte
Zustand des Sprunggelenkes

jeweils:
normal
leicht betroffen
mäßig betroffen
ersetzt

Verlaufsbeobachtung (Monate)

Angaben des Patienten:

1. a) Nach der Behandlung ist der Patient:
   begeistert
   befriedigt
   nicht zufrieden
   enttäuscht

   b) Ist die gegenwärtige Behinderung des Patienten auf das betroffene Knie zurückzuführen:
   vollständig
   größtenteils
   teilweise
   kaum

2. Schmerz
   kein Schmerz
   leichter Schmerz, der Schlaf oder Tätigkeit nicht stört
   mäßiger Schmerz, der entweder Tätigkeit einschränkt oder den Schlaf stört
   schwerer Schmerz

3. Gehfähigkeit
   über 1 km oder über 60 Minuten
   bis zu 1 km oder 30 bis 60 Minuten
   bis zu 500 m oder 10 bis 30 Minuten
   50 bis 100 m oder 5 bis 10 Minuten
   nur im Hause möhlich
   nicht möglich

4. Gehhilfe
   keine
   Gehstock für draußen
   Gehstock immer
   zwei Gehstützen
   nicht gefähig

5. Gangbild
   normaler Gang
   leichte Beeinträchtigung
   geringe Beweglichkeit
   steifes Knie

6. Beugekontraktur
   0
   bis 10
   11 bis 20
   21 bis 30
   über 30

7. Maximale Beugung
   über 100
   80 bis 100
   60 bis 80
   bis 60

8./9. Varus-bzw. Valguswinkel
   0 bis 10
   bis 20
   bis 30
   über 30

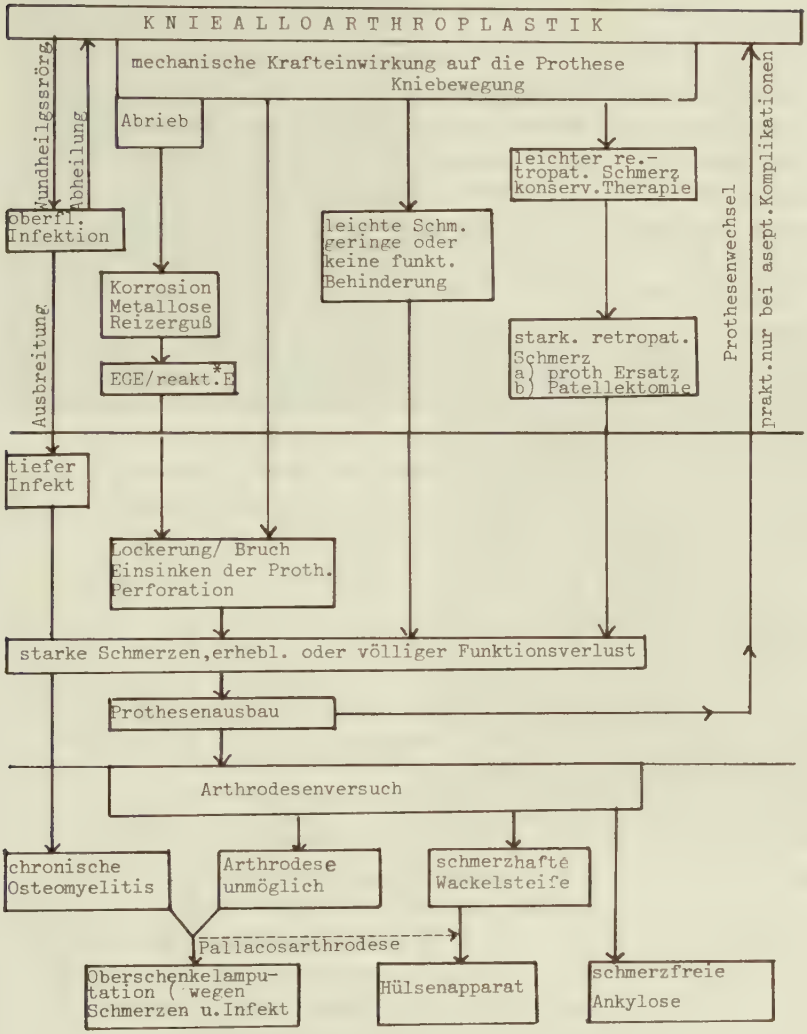
10. Fähigkeit,vom Stuhl aufzustehen
    leicht
    schwierig
    nur mit Hilfe der Arme
    unmöglich

11. Fähigkeit,Stufen zu gehen
    normal
    stufenweise
    nur mit Gehhilfe
    unmöglich

Anhang: Status der anderen Gelenke
leicht betroffen
mäßig betroffen
schwer betroffen

Abb.14:

Phasen der postoperativen Komplikationen der



I. : Nicht zum Ausbau führende funktionell wenig oder nicht behindernde Komplikation

II. : zum Ausbau führende, die Funktion erheblich oder völlig einschränkende Komplikation

III. : Terminalphasen mit endgültigem Verzicht auf die Prothese, Endlösungen

* Elektrogalvanische/ reaktive Entzündung

III. SPEZIELLER TEIL

III.1 Patientengut

In der Zeit vom 27.9.76 bis zum 26.3.79 wurden in unserer Abteilung bei 19 Patienten 20 Knieendoprothesen implantiert. Zwei weitere Patienten, die auswärts mit Prothesen versorgt worden waren, wurden in diesem Zeitraum reoperiert.
In einem Fall mußte nach Versorgung mit einer Schlittenprothese eine Arthrodese gemacht werden, - das andere Knie war mit einem Scharniergelenk versehen worden -, im anderen Fall wurde ein infiziertes Scharniergelenk entfernt.
Unter Berücksichtigung dieser beiden Fälle können wir über 21 endoprothetisch versorgte Patienten berichten.

Von diesen Patienten waren 5 Männer und 16 Frauen.
Das Durchschnittsalter der Patienten zum Operationszeitpunkt betrug 69,5 Jahre, die mit Abstand jüngste Patientin (mit einer p.c.P.) war 49 Jahre alt, die älteste Patientin war 81 Jahre alt.

III.2 Prothesenmodelle

Es wurden zunächst Scharniergelenke des Modellls GUEPAR implantiert, seit Oktober 77 verwandten wir fast ausschließlich das Scharniergelenk nach GSB.
Insgesamt wurden 9 GUEPAR-Prothesen (6 rechts, 3 links) und 9 GSB-Prothesen (8 links, 1 rechts) implantiert, sowie eine linksseitige mediale Schlittenprothese des Modells ST.GEORG.
Unter Berücksichtigung der beiden auswärtigen Fälle (3 GUEPAR-Prothesen, 2 rechts, 1 links und eine laterale linke Schlittenprothese) haben wir insgesamt 23 Endoprothesen in unserem Patientengut, davon 9 mal das Modell GSB, 13 mal das Modell GUEPAR, 2 mal Schlittenprothesen des Modells ST. GEORG.

Abb.15 und 16:
Patientin M., Therese,
geb. 6.11.1906

Abb.15:
Praeoperativ ausgeprägte panartikuläre linksseitige Gonarthrose.

Abb.16:
Zustand nach Versorgung
mit einer GSB-Endoprothese

III.3 Indikation

Die praeoperative Diagnose bei den insgesamt 23 endoprothetisch versorgten Kniegelenken lautete

17 mal: Genu varum arthroticum, ≙ 73,9 %
2 mal: Genu valgum arthroticum, ≙ 8,7 %
4 mal war die Gelenksdestruktion p.c.P. bedingt, ≙ 17,4 %.

Die mittlere Varusfehlstellung betrug 21,5 °, die maximale Varusfehlstellung 35 °. Die mittlere Valgusfehlstellung betrug 23,3 °, die maximale 25 °und die kleinste 20 °. Diese Fehlstellungen konnten mit der knieendoprothetischen Versorgung alle ausgeglichen werden.
Subjektiv klagten alle Patienten über meist jahrelang bestehende Schmerzen und Gehbehinderung, welche je nach Ausmaß der Mobilitätseinschränkung, der Fehlstellung sowie dem Zustand der gleichseitigen Hüfte und des kontralateralen Hüft- und Kniegelenks unterschiedlich ausgeprägt waren. Eine Beugekontraktur lag bis auf drei Patienten bei allen vor, eine Bandinstabilität, besonders des Seitenbandapparates, zum Teil mit Subluxationsstellung wurde ebenfalls in allen Fällen dokumentiert. Röntgenologisch zeigten die Kniegelenke ausgeprägte panartikuläre Arthrosezeichen.

III.4 Ergebnisse

Zur Berechnung des Beobachtungszeitraumes konnten nur die Patienten berücksichtigt werden, die wenigstens einmal zur Kontrolluntersuchung kamen. Die Zahl der so beurteilbaren Kniegelenke betrug 19. Der mittlere Beobachtungszeitraum betrug 14,7 Monate, bei einer maximalen Beobachtungsdauer von 3 Jahren. Es handelt sich also um ausgesprochene Frühergebnisse.
Die Ergebnisse lassen sich folgendermaßen darstellen:

a) Vergleich der Mobilität im praeoperativen Befund, Entlassungsbefund und bei der letzten Kontrolluntersuchung.
b) Vergleich der geklagten subjektiven prae- und postoperativen Beschwerden.

ad a):
Zur Dokumentation der Gelenkbeweglichkeit wurden nach der üblichen Neutral-Null-Methode die Werte für die maximale Streckung, Beugung und die Nullstellung ermittelt. Hierbei ergab sich, daß sowohl prae- als auch postoperativ in keinem Falle eine Überstreckung möglich war, so daß sich die

Beurteilung auf zwei Punkte reduzierte:
1. das Ausmaß der Beugekontraktur,
2. die maximale Flexion. Aus beiden resultiert
3. der Bewegungsumfang.

ad 1.:
Praeoperativ fand sich in nur 3 von 19 beurteilbaren Fällen keine Beugekontraktur, in den restlichen 16 Fällen lag eine Beugekontraktur zwischen 5° und 35°vor.
Postoperativ sahen wir nur noch bei 4 Gelenken eine leichte Beugekontraktur (2 mal 5°, 2 mal 10°), in den anderen Fällen war normale Streckung möglich. Dieses Ergebnis verbesserte sich noch etwas bei den letzten Kontrolluntersuchungen, hier fand sich nur noch in 3 Fällen ein Streckdefizit von 5°.

Tabelle 1: Mittlere Beugekontraktur (in Winkelgraden)

	praeoperativ	postoperativ	Kontrolluntersuchung
GUEPAR-Prothese :	15,55	1,66	0,63
GSB-Prothese :	13.88	1,86	1,43
Schlittenprothese:	0	0	-
Gesamt :	13,95	1,66	1,0

(Beurteilt wurden 9 GUEPAR-Prothesen, 9 GSB-Prothesen, 1 Schlittenprothese)

ad 2.:
Bei der maximalen Flexion fanden sich breitgestreute praeoperative Werte zwischen 50°und 135° bei einer mittleren Beugung von $92,37^{\circ}$.
Postoperativ fand sich eine leichte Zunahme dieses Wertes auf $96,11^{\circ}$. Bei der letzten Befundkontrolle ließen sich $99,0^{\circ}$errechnen.

Tabelle 2: Mittlere maximale Flexion (in Winkelgraden):

	praeoperativ	postoperativ	Kontrolluntersuchung
GUEPAR-Prothese :	90,0	93,33	96,25
GSB-Prothese :	93,88	98,75	102,14
Schlittenprothese:	100	100	-
Gesamt :	92,37	96,11	99,0

ad 3.:
Aus der Differenz der beiden Tabellen ergibt sich die Vergleichsmöglichkeit für den Bewegungsumfang.

Tabelle 3: Bewegungsumfang (in Winkelgraden):

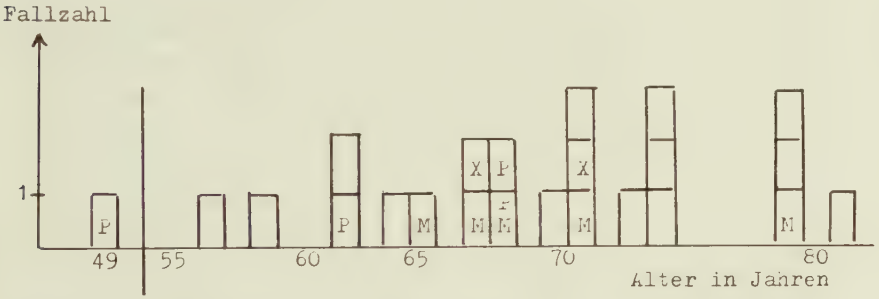
	praeoperativ	postoperativ	Kontrolluntersuchung
GUEPAR-Prothese :	74,4	91,6	95,6
GSB-Prothese :	80,0	96,9	100,7
Schlittenprothese:	100	100	-
Gesamt :	78,42	94,44	98,0

ad b):

Alle 18 beurteilbaren Patienten (19 Kniegelenke) hatten praeoperativ Schmerzen und eine ausgeprägte Gehbehinderung. Bei den jeweils letzten Kontrolluntersuchungen waren 14 Patienten insgesamt beschwerdefrei und zufrieden.
Eine Patientin klagte über ein nicht näher definiertes Unsicherheitsgefühl, sie war auf der kontralateralen Seite mit einer Arthrodese versorgt worden, Schmerzen hatte sie jedoch nicht.
Bei einer anderen Patientin fand sich noch eine rückläufige Fußhebeschwäche, eine weitere Patientin berichtete über eine gelegentlich auftretende Schwellung des operierten Knies.
Ein Patient mußte 14 Monate nach der prothetischen Versorgung wegen rezidivierender Reizergüsse und patellarer Schmerzen erneut stationär aufgenommen werden. Um eine Reoperation (Synovektomie, Patellektomie) zu vermeiden, wurde eine sogenannte chemische Synovektomie mit 3 mal 1 Ampulle Thiothepa i.a. durchgeführt.

Der Patient konnte bald beschwerdefrei entlassen werden.
Bei den Kontrolluntersuchungen fanden sich ferner ein retropatellares Reiben in sieben Fällen als Zeichen einer retropatellaren Chondropathie bzw. einer retropatellaren Arthrose, wobei jedoch (noch) keine Beschwerden bestanden.
Alle Patienten zeigten postoperativ mit Gehstock oder Unterarmstützen ein zufriedenstellendes Gangbild.

Abb.17: Fallverteilung



Fallverteilung nach Alter, Geschlecht und Diagnose.
(n = 23 Kniegelenke bei 21 Patienten)

P : p.c.P. X : X-Bein-Gonarthrose M : Mann

□ : weibliche O-Bein-Gonarthrose

Durchschnittsalter: 69,5 Jahre

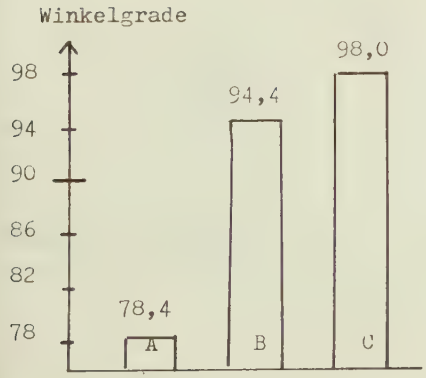


Abb.18:
Bewegungsumfang in Winkelgraden.
A : Praeoperativ
B : Postoperativ
C : Kontrolluntersuchung

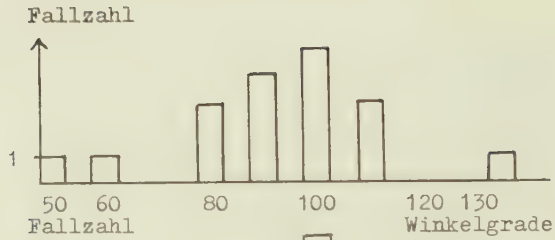
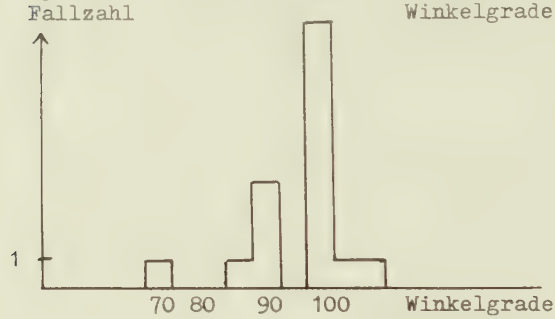
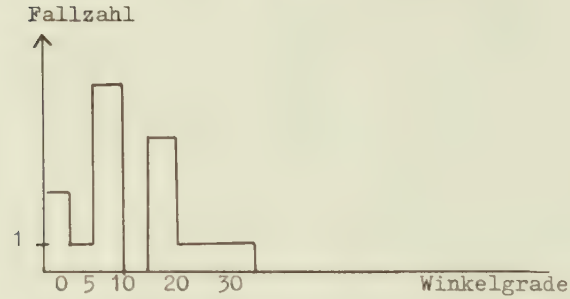


Abb.19:

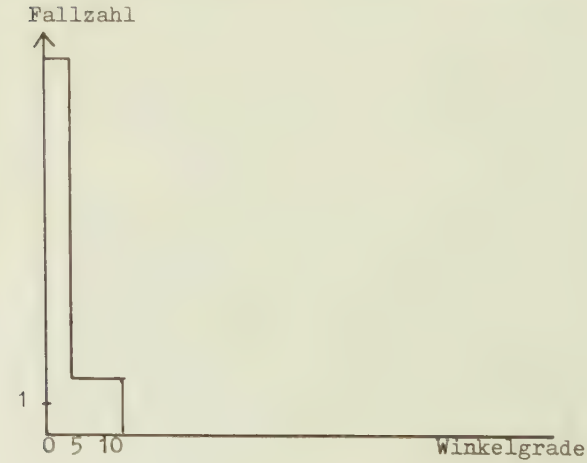
a) Maximale Flexion, praeoperativ.



b) Maximale Flexion, postoperativ.



c) Praeoperative Beugekontraktur.



d) Postoperative Beugekontraktur.
In vier Fällen besteht noch eine geringe Beugekontraktur(5 bzw.10°).
Bei 14 Patienten ist die Kontraktur ausgeglichen, der Winkelwert ist Null.

III.5 Komplikationen

Bei den 20 Knieendoprothesenoperationen hatten wir einen Todesfall zu beklagen:
Es handelte sich um eine 68jährige Patientin mit einer seit 23 Jahren bekannten primär chronischen Polyarthritis und beidseitig massiv destruierten Kniegelenken, bei der wir uns auf der rechten Seite mit einer Beugekontraktur von 30^{o} und einem Bewegungsumfang von 40^{o} zur Implantation eines GUEPAR-Scharniergelenks entschlossen.
Eine Stunde postoperativ kam es zu schlagartigem Blutdruckabfall. Diese Situation konnte zunächst durch Reintubation und Beatmung der Patientin unter Kontrolle gebracht werden. Nach einer vorübergehenden Besserung und Stabilisierung - die Patientin war ansprechbar und es bestand stundenweise Spontanatmung - kam es am 3. postoperativen Tag zu erneuter Verschlechterung mit Temperaturanstieg. Die Patientin verstarb schließlich am 6. postoperativen Tag.
Unter Berücksichtigung der bei dieser Patientin vorliegenden jahrzehntelangen Cortisonbehandlung glauben wir am ehesten ein akutes Nebennierenrindenversagen als Todesursache annehmen zu können.

Wir hatten folgende postoperative Komplikationen:

6 mal : Wundheilungsstörung (3 mal war eine Sekundärnaht notwendig, ein Fall war mit leichten Schmerzen und verzögerter Mobilisation verbunden),

1 mal : Peronäusparese (diese war mit einer oben erwähnten Sekundärnaht kombiniert und bei einer Kontrolluntersuchung rückläufig),

2 mal : Kniegelenksergüsse, davon lag einmal ein leichter Erguß vor, im anderen Fall kam es zu den schon beschriebenen rezidivierenden Ergüssen kombiniert mit patellaren Schmerzen, was zu erneuter stationärer Aufnahme führte.

Abgesehen von dem oben beschriebenen Todesfall sahen wir bei den in unserer Abteilung operierten Fällen keine schweren Komplikationen, welche den Operationserfolg in Frage gestellt

hätten, wie etwa tiefe Infekte, Lockerungen oder Prothesenbrüche.
Die Fälle der beiden auswärts operierten endoprothetisch versorgten Patienten, die wir nachoperierten, sollen im folgenden gesondert dargestellt werden.

1. Fall:
Eine 59jährige Patientin war rechts mit einem GUEPAR-Kniegelenk und links mit einer lateralen Schlittenprothese versehen worden. Die Patientin kam wegen linksseitiger Kniebeschwerden bei röntgenologischer Luxationsstellung zur stationären Aufnahme.
Nach Entfernung der Schlittenprothese und Arthrodese mit Fixateur extern war zwischenzeitlich eine Versorgung mit einem Schienenhülsenapparat wegen schmerzhafter Wackelsteife notwendig. Nach acht Monaten war die Arthrodese jedoch klinisch und röntgenologisch fest, die Patientin war beschwerdefrei. Während der ganzen Kontrollzeit machte das rechte, mit dem Scharniergelenk versorgte Knie, keine Beschwerden, die Mobilität betrug hier 0/0/ 110.

2. Fall:
Bei einer 79jährigen Patientin war es nach linksseitiger Versorgung mit einer GUEPAR-Prothese wegen O-Bein-Gonarthrose zu einer fistelnden Knieinfektion und zur Prothesenlockerung gekommen. Nach Prothesen- und Zententfernung war wegen massiver Sequesterbildungen und mangels Knochenmasse auf Grund der Resektionsstrecke keine Arthrodese möglich.
Zur Umgehung der anstehenden hohen Oberschenkelamputation wurde eine Pallacosarthrodese gemacht.
Nach primärer Wundheilung und Abklingen der Infektion konnte die Patientin mit einer Resur-Oberschenkelhülse versehen belasten. Nach einem halben Jahr wurde die inzwischen gebrochene Pallacos-Plombe entfernt und eine Arthrodese mit Kieler Knochenspan und Fixateur extern gemacht.
Postoperativ kam es zu weitgehender knöcherner Durchbauung in leichter Varusfehlstellung bei einer Restbeweglichkeit von 0/0/25.

Mit der Oberschenkelhülse ist der Patientin beschwerdefreies Gehen möglich. Über diesen Fall haben bereits BREITENFELDER und YÜCEL 1978 berichtet.(8)

Abb.20 bis 24:
Patientin N., Martha,
geb. 2.6.1897

Abb.20:
Zustand nach linksseitiger Versorgung mit einem GUEPAR-scharniergelenk, tiefe fistelnde Infektion und deutliche röntgenologische Zeichen einer Lockerung des femoralen Prothesenteils.

Abb.21:
Zustand nach Entfernung der GUEPAR-Prothese, intakte Pallacosarthrodese.
Die Infektion heilte aus.

Abb.22:
Die Pallacosplombe ist gebrochen.

Abb.23:
Zustand nach Reoperation:
Weitgehende Entfernung des Pallacoszements und Versuch einer Arthrodese mit Kieler Knochenspan.

Abb.24:
Nach Versorgung mit einer Oberschenkelhülse ist beschwerdefreies Gehen möglich.

IV. DISKUSSION

Verglichen mit der Literatur ist die Fallzahl, über die hier berichtet wird, relativ klein. Daher kann weder eine statistische Auswertung noch ein aussagekräftiger Vergleich mit anderen Autoren in Frage kommen, welcher, wie im allgemeinen Teil dargestellt wurde, auch aus anderen Gründen recht problematisch ist.
Die geringe Fallzahl mag jedoch auch als ein Hinweis auf eine - wie gezeigt werden konnte,notwendige - strenge Indikationsstellung verstanden werden.
So stellt z.B. die subcapitale Umstellungsosteotomie bei vorwiegend halbseitig lokalisierter fehlstellungsbedingter Gonarthrose ein wesentlich eleganteres, in unserer Abteilung häufig geübtes Verfahren der operativen Behandlung dar.
Auch die Arthrodese erscheint uns als biologisches Verfahren im Vergleich zur Knieendoprothese durchaus konkurrenzfähig zu sein.
Für die endoprothetische Versorgung kommen nur extrem zerstörte instabile Kniegelenke in Frage, was die fast ausschließliche Verwendung von Scharniergelenken erklären mag.
Das Durchschnittsalter von 69,57 Jahren erscheint angemessen hoch zu sein; bei der mit Abstand jüngsten Patientin lag eine primär chronische Polyarthritis vor, die relativ früh zu erheblichen Gelenkdestruktionen führen kann.
Bei einer durchschnittlichen Beobachtungsdauer von 14,7 Monaten müssen unsere Ergebnisse als ausgesprochene Frühergebnisse gelten, was zum Teil das Fehlen von Komplikationen wie Infektionen und Lockerungen erklärt, welche vorwiegend als Spätkomplikationen angesehen werden können.
Bestehende Fehlstellungen ließen sich vollständig beseitigen, die Beugekontraktur konnte ebenfalls weitgehend eliminiert werden. Der Zuwachs der maximalen Flexion ist verhältnismäßig gering. Jedoch wichtiger als eine möglichst weit über 90^{o} hinausgehende Beugung erscheint für das funktionelle Ergebnis die Beseitigung der Beugekontraktur zu sein sowie Erreichung von Stabilität, Gehverbesserung und insbesondere Schmerzfreiheit.

Relativ häufig fand sich postoperatives retropatellares Reiben, einmal auch retropatellare Schmerzen. Über postoperative Probleme mit dem Patellofemoralgelenk berichteten auch zahlreiche andere Autoren, die Scharniergelenke verwenden. Hier scheinen noch prothesenspezifische Schwierigkeiten zu bestehen, die bei einigen Modellen, insbesondere bei Schlittenprothesen bereits durch prothetischen Ersatz der Patellarückfläche berücksichtigt wurden.
Wegen der retropatellaren Beschwerden achten wir in letzter Zeit besonders auf die Verhältnisse im patello-femoralen Gleitlager, dieses wird sorgfältig geglättet und eventuelle Osteophyten, insbesondere der Patella, abgetragen. Zur Verminderung der Lateralisationstendenz der Patella nach prothetischer Versorgung des Kniegelenks ist von Fall zu Fall auch eine prophylaktische laterale Retinaculumspaltung nach B.HELAL sinnvoll.

Komplikationen
Leider wurden unsere zufriedenstellenden Ergebnisse durch den oben beschriebenen Todesfall schwer belastet. Der geschilderte Verlauf der Ereignisse bei dieser Patientin erinnert uns stark an ähnliche, von anderen Autoren geschilderte Zwischenfälle, welche immer intraoperativ oder unmittelbar postoperativ auftraten. Als Ursachen dieser Todesfälle werden Fettembolien genannt, daneben wird auf die Rolle des Methylmetacrylatmonomers hingewiesen, welches experimentell in höherer Konzentration Hypotension verursacht.(s.o.) Cardiorespiratorische Zwischenfälle liegen nach den Angaben von SHEEHAN bei der Knieendoprothese bei etwa 10 %.(55) In unserem Falle scheint ursächlich ein Nebennierenrindenversagen die entscheidende Rolle gespielt zu haben.
Die weiteren benannten Komplikationen wie Wundheilungsstörung, Erguß und reversible Parese werden von allen Autoren angegeben und führen nicht zum Ausbau der Prothese. Funktionell sind sie wenig oder nicht behindernd.

Ausgesprochene Spätkomplikationen wie Lockerung oder Prothe-

senbruch sahen wir bei den selbstoperierten Fällen nicht , was sicherlich auch mit der kurzen Beobachtungszeit zusammenhängt. Die Einzelfalldarstellung bestätigt die Berichte vieler Autoren über die Schwierigkeit des Rückzugs auf die Arthrodese nach mißglückter Knieprothesenversorgung. Relativ häufig kommt es zur schmerzhaften Wackelsteife und eine äußere Schienenfixation wird notwendig.
Der Fall der Pallacosarthrodese schließlich zeigt einen möglichen Ausweg aus einer verzweifelten Situation. Die Patientin kann beschwerdefrei gehen, eine anstehende Oberschenkelamputation konnte vermieden werden.

V. ZUSAMMENFASSUNG

Nach vielen früheren Mißerfolgen bei der Knieendoprothetik kam es schließlich in den frühen fünfziger Jahren zur Entwicklung gebrauchsfähiger Totalarthroplastiken. Heute liegen zahlreiche Gelenkmodelle vor, die sich im wesentlichen entweder am Scharnier- oder am Gleitprinzip orientieren, wobei die verschiedenen konstruktiv bedingten Vor- und Nachteile eine differenzierte Indikationsstellung notwendig machen. Häufige, zum Teil schwere Komplikationen, bedingt durch die komplizierte Biomechanik des Kniegelenks und prothesenspezifische Probleme verlangen eine strenge Indikationsstellung und lassen weiterhin die Umstellungsosteotomie und die Arthrodese als operative Konkurrenzverfahren interessant erscheinen.
Abgesehen von den immer wieder berichteten intraoperativen Todesfällen stellen Infektion, Prothesenlockerung und Prothesenbruch als zum Ausbau führende Komplikationen immer noch die Hauptprobleme bei der alloarthroplastischen Versorgung des Kniegelenks dar.

Im eigenen Patientengut kamen 20 Knieendoprothesen zur Beurteilung, wobei es sich fast ausschließlich um Scharniergelenke handelte. Bei den Patienten mit einem Durchschnittsalter von 70 Jahren bestand praeoperativ durchweg eine erhebliche Bewegungseinschränkung mit Beugekontraktur, Fehl-

stellung und Instabilität. Röntgenologisch fanden sich in allen Fällen Zeichen einer ausgeprägten panartikulären Destruktion. Alle Patienten klagten über Schmerzen. Durch die Operation wurden 14 von 18 beurteilbaren Patienten subjektiv beschwerdefrei, objektiv wurden Eliminierung der Beugekontraktur, Stabilität und Gehverbesserung erreicht.
Neben einigen passageren postoperativen Komplikationen war ein Todesfall zu beklagen. Bedingt durch die kurze durchschnittliche Beobachtungszeit von 14,7 Monaten sahen wir keine tiefen Infektionen und keine Prothesenlockerung.

Herrn Privatdozent Dr. med. Dr. med. habil. J. Breitenfelder danke ich herzlich für die Überlassung des Themas, die wertvolle Unterstützung bei den Untersuchungen und der Abfassung der Arbeit sowie für die Erstattung des Referates.

Herrn Professor Dr. med. A. Rütt gilt mein besonderer Dank für die Übernahme des Korreferates.

VI. LITERATURVERZEICHNIS

1. AICHROTH, P., M.A.R. Freeman, I.S. Smillie, W.A. Souter, : A Knee function assessment chart J. Bone Jt. Surg. 60-B,301-303, (1978)

2. ATTENBOROUGH, C.G. : The Attenborough Total Knee Replacement. J. Bone Jt. Surg. 60-B, 320-326, (1978)

3. BARGREN,J.H., W.H. Day, M.A.R. Freeman, S.A.V. Swanson, : Mechanical Tests of the Tibial Components of non-hinged Kneeprosthesis. J. Bone Jt. Surg. 60-B, 256-261, (1978)

4. BLAUTH, W., : Bauprinzipien einer neuen Kniegelenkstotalprothese. Z. Orthop. 113, 527-528,(1975)

5. BLAUTH, W., W. Skripitz, G. Bontemps, : Kniegelenksendoprothese. Z.Orthop. 115, 665-678, (1977)

6. BLIETZ, R.J. : Klinische Erfahrungen mit der Kugelschloßprothese des Kniegelenks. Z.Orthop.113, 532-533, (1975)

7. BREITENFELDER, J., R. Weidner, : Die elektrogalvanische Entzündung als Ursache der aseptischen Implantatlockerung bei der Alloarthroplastik des Hüftgelenks. Z.Orthop. 114, 867-870, (1976)

8. BREITENFELDER, J., M. Yücel, : Die Pallacosarthrodese: Eine Rückzugsmöglichkeit nach extrem ausgelockerter infizierter Kniegelenksarthroplastik. Z. Orthop., Kongreßband 1978 65. Kongreß der DGOT München

9. BRINKMANN, K.E., K.Rossak, : Erfahrungen mit einem achslosen Kniegelenk. Z.Orthop. 113, 536-537, (1975)

10. BRUHN, D., : Nachbehandlungsgrundsätze und praktische Erfahrungen. Physiotherapie,3,159-162,(1979)

11. BRUSSATIS, F., U. Plaass, D. Steeger, : Erfahrungen mit der Scharnierprothese am Kniegelenk, Z.Orthop.113,523-524,(1975)

12. CAVENDISH, M.E., J.T.M. Wright, : The Liverpool Mark II. Kneeprosthesis. J.Bone Jt.Surg.,60-B,315-319,(1978)

13. DEBEYRE, J., : Scharnierprothese des Kniegelenks. Z.Orthop., 113,822-825, (1975)

14. DENHAM, R.A., R.E.D. Bishop, : Mechanics of the Knee and Problems in Reconstructive Surgery. J.Bone Jt.Surg.,60-B,345-352,(1978)

15. DIETSCHI,C., M.von Raven, : Erfahrungen mit Kniegelenkstotalprothesen. Z.Orthop., 113, 525-526,(1975)

16. DONNER, K., : Abriß der geschichtlichen Entwicklung von Kniegelenksimplantaten. Physiotherapie,3, 5-11,(1979)

17. DUPARC,J., H.Oliver, J.M. Desmonts, J.Hage, L.Bocquet, : Häufige Zwischenfälle bei Totalprothesen des Kniegelenks. Z.Orthop., 113, 826-828, (1975)

18. ERBAN, W.K., : Operative Erfahrungen mit der Guepar-Knieendoprothese. Z.Orthop., 113, 519-520,(1975)

19. FREEMAN,M.A.R., R.C. Todd, P. Bamert, W.H.Day, : ICLH Arthroplasty of the Knee 1968-1977. J.Bone Jt.Surg.,60-B,339-344,(1978)

20. GRÖNEVELD, H.B., : Arthroalloplastik des Kniegelenks - Spätergebnisse. Z.Orthop., 113, 512-513, (1975)

21. GROUPE GUEPAR PARIS : Zur Kniegelenkstotalendoprothese Guepar. übersetzt aus: Rev.Chir.orthop. 7, 575-581, (1971)

22. GSCHWEND, N. : Design Criteria, Present Indications and Implantation Techniques for Artificial Knee Joint. Reprint from: Engeneering in Medicine, Vol 2, Advances in Hip and Knee Joint Technology. Springer, Berlin/Heidelberg, (1976)

23. GSCHWEND, N. : Die GSB-Knieарthroplastik. Z.Orthop., 113, 537-539, (1975)

24. GSCHWEND,N., : GSB Knee Joint, A Further Possibility, Principle, Results. Clin. Orthop., 132, 170-175, (1978)

25. HAGEMANN, W.F., G.W. Woods, H.S. Tullos, : Arthrodesis in Failed Total Knee Replacement. J.Bone Jt. Surg., 60-A,790-794,(1978)

26. HANSLIK,L., : Operative Alternativmaßnahmen zum totalen Kniegelenksersatz. Sonderdruck aus: Die Berliner Ärztekammer,4,(1976)

27. HANSLIK, L., : Erfahrungen mit der Kniegelenksendoprothetik und der Alloplastik des patellofemoralen Gleitlagers. Z.Orthop., 113,516-518,(1975)

28. HENßGE, J., : Orthopädisch-chirurgische Maßnahmen beim rheumatisch veränderten Knie- und Daumensattelgelenk. Physiotherapie,3,768-772,(1977)

29. HUKE,B., : Spezifische Komplikationen der Alloplastik des Kniegelenks. Z.Orthop., 113, 543-544, (1975)

30. HUKE,B., J. Breitenfelder, A.Rütt, : Beitrag zur Alloplastik des Kniegelenks. Arch.orthop. Unfallchir. 77,289-298, (1973)

31. HUSON, A., : Biomechanische Probleme des Kniegelenks. Orthopäde, 3, 119-126, (1974)

32. JÄGER, M., W. Küsswetter, : Komplikationen bei und nach Kniegelenksalloarthroplastik. Z.Orthop., 113,545-546, (1975)

33. JÄGER, M., : Analysen ungünstiger Verläufe bei Kniegelenksersatz. Physiotherapie,3,166-168, (1979)

34. JANI,L., A. Güchter, : Die Indikation und die verschiedenen Formen der Kniegelenksarthroplastik. Z.Orthop., 113, 505-508, (1975)

35. KASPER, E., H. Rettig, : Der Kniegelenksersatz mit dem achslosen Geomedic Kniegelenk. Z.Orthop., 114, 219-225, (1976)

36. KLEMS, H., M. Weigert, E. Dirkwinkel, : Die Resektions-Kompressions-Arthrodese des Kniegelenks. Z.Orthop., 113, 110-118, (1975)

37. KÖNIG, G., W. Blauth, W. Skripitz, : Erfahrungen mit den Kniegelenkstotalprothesen nach Walldius. Z.Orthop., 113, 513-515, (1975)

38. LETTIN, A.W.F. L.J. Deliss, J.S. Blackburne, J.T. Scales, : The Stanmore hinged Knee Arthroplasty. J.Bone Jt.Surg., 60-B,327-332,(1978)

39. MAZAS, F.B., et al. : Guepar Total Knee Prothesis. Clin.Orthop.,94,211-221,(1973)

40. MENSCHIK, A., : Mechanik des Kniegelenks,1.Teil. Z.Orthop., 112, 481-495, (1974)

41. MENSCHIK, A., : Mechanik des Kniegelenks,2.Teil, Schlußrotation. Z.Orthop., 113, 388-400, (1975)

42. MOHING, W., : Erfahrungen mit dem Guepar-Knie. Z.Orthop., 113, 520-523, (1975)

43. NEUPERT, R., D. Hohmann, Th. Schwenk, : Ergebnisse des Kniegelenkersatzes. Physiotherapie,3, 162-165, (1979)

44. OEST,O., K. Müller, E. Nöh, : Verankerungsprobleme bei der Arthroplastik des Kniegelenks. Z.Orthop., 113, 539-542, (1975)

45. RHEY, L.H., D.S. Hungerford, : Geometric Total Knee Replacement for Treatment of the Rheumatoid Knee. J.Bone Jt. Surg.,60-A,523-527,(1978)

46. RITTER, H., : Kritik einer Kniegelenkstotalprothese, Konstruktion, Funktion und klinische Bewährung (die Guepar-Prothese). Arch.orthop. Unfallchir.,78,136-146, (1974)

47. RÖSSLER, H., : Probleme bei der Endoprothese des Kniegelenks. Z.Orthop., 113, 499-500,(1975)

48. RUSDEA, J., D. Burhmann, N. Möller, H.W. Toll, : Indikation und Technik der Knieteilendoprothesenoperation mit Ansatzverlagerung der Seitenbänder. Z.Orthop., 113, 529-530, (1975)

49. SCHEIER, H.J.G., : GSB-Kniegelenke. Zbl. Chirurgie,102,1337-1340,(1977)

50. SCHEIER, H.J.G., N. Gschwend, : Zur Knieearthroplastik. Therapeutische Umschau,Bd.35,Heft 5 (1978)

51. SCHNEIDER, P.G., R. Oyen, U.Wacker, : Erfahrungen mit der Geomedic Kniegelenkprothese. Z.Orthop., 113, 533-535, (1975)

52. SCHOLZ, J., : Erfahrungen mit der Totalendoprothese des Kniegelenks Modell Guepar. Sonderdruck aus: Die Berliner Ärztekammer, Heft 4, (1976)

53. SCHUMPE, G., E. Friedrich, H. Rössler, P. Hoffmann, : Biomechanik des Kniegelenks unter Berücksichtigung der Alloplastik. Z. Orthop., 113, 501-505, (1975)

54. SHAW, N.E., R.K. Chatterjee, : Manchester Knee Arthroplasty. J.Bone Jt. Surg., 60-B, 310-314, (1978)

55. SHEEHAN, J.M., : Arthroplasty of the Knee. J.Bone Jt. Surg., 60-B, 333-338, (1978)

56. SKRIPITZ, W., : Kniegelenke mit Achsverbindungen. Physiotherapie,2, 79-83, (1979)

57. SONSTEGARD, D.A., H.Kaufer, L.S. Matthews, A.Arbor, : The Spherocentric Knee. J.Bone Jt.Surg., 59-A, 602-616, (1977)

58. STÖRIG, E., N. Fohler, : Erfahrungen mit der Schlittenprothese St. Georg. Z.Orthop., 113, 530-531, (1975)

59. THOMAS, W., H. Grundei, : Die anatomische GT-Schlittenprothese "Lübeck". Z.Orthop., 117, 67-76, (1979)

60. THOMAS, W., : Kniegelenke ohne Achsenverbindung. Physiotherapie, 2, 84-88, (1979)

61. TILLMANN, K., G. Bontemps, G. Meier, : Zur partiellen und totalen endoprothetischen Versorgung der Kniegelenke. Z.Orthop., 113, 509-511, (1975)

62. THULL, R., K.Seidel, M.Baake, : Problematik der mechanischen und elektrochemischen Belastungssimultation von Kniegelenksprothesen. Z.Orthop., 113, 752-756, (1975)

63. UNGETHÜM, M., H. Stallforth, : Systematisierung künstlicher Kniegelenke unter Berücksichtigung von am natürlichen Kniegelenk abgeleiteten konstruktiven Merkmalen. Arch.orthop.Unfallchir., 89, 227-237, (1977)

64. VOLZ, R.G., E.L. Gradillas, : Thermal Deformation of Polyethylene in a Total Knee Prosthesis. J.Bone Jt.Surg., 60-A,662-663,(1978)

65. WALKER,P.S., H.H.Hsieh, : Conformity in Condylar Replacement Kneeprosthesis. J.Bone Jt.Surg.,59-B,222-226,(1977)

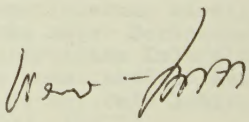
66. WAUGH,W., : Knee Replacement 78 J.Bone Jt.Surg.,60-B,301-303,(1978)

67. WEISS,J.W., G. König, U.Maronna, W. Skripitz, : Frühergebnisse des totalen Gelenkersatzes an 98 Kniegelenken bei der progressiv chronischen Polyarthritis. akt. rheumatol.,3, 211-217, (1978)

68. ZIPPEL, J., M.Meyer-Ralfs, : Themistokles Gluck,(1853-1942), Wegbereiter der Endoprothetik. Z.Orthop., 113, 134-139, (1975)

Lebenslauf

Name	: Werner Rudolf Huth
Geburtsdatum	: 5. Juni 1948 in Nordhorn
Sohn des	: Textilarbeiters Friedrich Huth und seiner Ehefrau Magdalene, geb. Frehmann
Besuchte Schulen	: 1954 - 1958 : Volksschule Nordhorn 1958 - 1968 : Mathematisch-Naturwissenschaftliches Gymnasium in Nordhorn
Besuchte Universität	: Universität Köln, WS 1968 bis SS 1975
Examina	: April 1970: naturwissenschaftliche Vorprüfung September 1972: ärztliche Vorprüfung November 1975: ärztliche Prüfung
Medizinal-assistenten-stellen	: Elisabeth-Hospital Dorsten: Februar 1976 - Juli 1976: Chirurgie November 1976 - April 1977: Gynäkologie Mai 1977 - August 1977: Innere Medizin
Grundwehrdienst	: Oktober 1977 - Dezember 1978 in Borken
Assistenten-stelle	: seit Januar 1979 Orthopädische Abteilung des St. Vincenz-Hospitals Brakel



Druckerei A. Staudenraus Würzburg